DARSTELLUNG GERINGKONTRASTIGER OBJEKTE IM MENSCHLICHEN SCHÄDEL MIT RECHNERUNTERSTÜTZTER RÖNTGENVIDEOTECHNIK

von

Manfred Fröder

Erlangen 1986

1986 M 393

DARSTELLUNG GERINGKONTRASTIGER OBJEKTE IM MENSCHLICHEN SCHÄDEL MIT RECHNERUNTERSTÜTZTER RÖNTGENVIDEOTECHNIK

Der Technischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg
zur Erlangung des Grades
DOKTOR-INGENIEUR

vorgelegt von

Manfred Fröder

Erlangen 1986

Als Dissertation genehmigt
von der Technischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg

Tag der Einreichung: 14.07.86
Tag der Promotion: 21.08.86

Dekan: Prof. Dr.-Ing. H. Brand

Berichterstatter: Prof. Dr.-Ing. D. Seitzer
Prof. Dr. Dr. H. Pauly

INHALTSVERZEICHNIS:

		Seite
1.	Einleitung	1
2.	Zum Stand der Technik	5
2.1	Möglichkeiten der Darstellung schwacher Kontraste im menschlichen Schädel	5
2.1.1	Möglichkeiten der Röntgen- und Kernspincomputertomographie sowie der Hirnszintigraphie	5
2.1.2	Medizinische Anforderungen an bildgebende Systeme zur Darstellung und Lokalisierung intrazerebraler Regionen	8
2.1.3	Möglichkeiten der digitalen Radiographie	11
2.2	Methoden der Bildverarbeitung zur Extraktion überdeckter Objekte	14
3.	Extraktion durch Bildsubtraktion nach Kontrastmittelgabe	17
3.1	Medizinischer Hintergrund	17
3.1.1	Röntgenkontraste physiologischer und pathologischer Gewebe innerhalb des menschlichen Schädels	17
3.1.2	Röntgenkontraststeigerung verschiedener Gewebe nach Infusion eines jodhaltigen Kontrastmittels	18
3.2	Die digitale Röntgenvideokette	24
3.2.1	Systemaufbau	24
3.2.2	Verarbeitung geringer Röntgenkontraste	25
3.2.2.1	Konversion Röntgenkontrast - digitaler Bildkontrast	25
3.2.2.2	Graubereichserweiterung durch digitale Addition; Fensterung	28
3.2.2.3	Analoge Bildaddition auf dem Kameratarget	29

Seite

3.2.3 Untersuchung des Rauschverhaltens bei digitaler und analoger Bildaddition 30

- Rauschverhalten des Videoteils 31
- Gesamtrauschen der Kette (Röntgen- und Videoteil) 33

3.3 Parameteroptimierung zur Darstellung schwacher Jodkontraste 36

- Variation der Röntgenspannung 36
- Variation des Röntgenstromes 37
- Variation der Hellaussteuerung der Kamera 37
- Variation der Abbildungsgeometrie 40
- Vergleich von Röntgenbildverstärkern mit verschiedenen Konversionsfaktoren 40
- Streustrahlraster versus Abbildungsgeometrie 41
- Zusammenfassung der Resultate zur Optimierung auf Jodkontraste 43

3.4 Rauschoptimierte und bedingt bewegungstolerante Bildsubtraktion 46

3.5 Resultate am Plexiglas- und Jodphantom 49

4. Extraktion durch Filterung im Frequenzbereich von Bildern 51

4.1 Herleitung der Filtermethode 51

4.1.1 Eindimensionale Signale und ihre Repräsentation im Frequenzbereich 51

4.1.1.1 Lage eines Signals aus der Phase der Fouriertransformierten 51

4.1.1.2 Signale mit additiv überlagertem unbekannten Hintergrundsignal 54

4.1.1.3 Filteralgorithmus für eindimensionale Signale 56

4.1.1.4 Anwendungsbeispiel für eindimensionale Filterung 58

Seite

4.1.2 Bildsignale und ihre Repräsentation im Frequenzbereich 60

4.1.2.1 Lage eines Objektes aus der Phase der Fouriertransformierten 60

4.1.2.2 Bestimmung von Lage, Skalierung und Drehwinkel durch Fehlerminimierung im Fourierbereich und Filterung 62

4.1.2.3 Interpolationen im Frequenzbereich 63

4.2 Konvergenzverhalten 67

4.2.1 Vorwissen über interessierende Objekte und Restriktionen 67

4.2.2 Optimierung auf einzelnen Quadranten der Frequenzmatrix 68

4.2.3 Gewichtung der Fehlerquadrate mit dem Leistungsspektrum des gesuchten Objektes 69

4.2.4 Einschränkung der Objektgröße 72

4.3 Trennschärfe der Filterung 75

4.4 Begrenzte Kenntnis der Gestalt eines gesuchten Objektes 77

4.5 Anwendungsergebnis am Schädelphantom 80

5. Anwendungsergebnisse am Patienten 82

- Bildsubtraktion nach Kontrastmittelgabe
- Darstellungen von Tumoren der Arten: Glioblastom, Astrozytom (Grad 3), Pinealisgliom, Astrozytom (Grad unbek.), Meningiom
- Darstellung des dritten Hirnventrikels durch Filterung im Bildfrequenzbereich 97

6. Zusammenfassung 102

7. Literatur 105

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41538114_0013

EINLEITUNG

Seit Anfang der Siebzigerjahre ist erstmalig eine direkte bildliche Darstellung von Hirngewebe durch die Einführung der Computertomographie möglich geworden. Bis zu diesem Zeitpunkt war die Beantwortung intrakranieller Fragestellungen nur indirekt über den etwa abweichenden Verlauf von Blutgefäßen oder nur schwer interpretierbaren Bildsignalen aus Ultraschall- oder Szintillationsgeräten möglich. Die mittlerweile hinzugekommene Kernspinresonanztomographie erreicht ebenfalls eine gute Darstellung von Hirnstrukturen, wird allerdings nach Ansicht industrieller Hersteller wahrscheinlich für immer in den Punkten Ortsauflösung und Kostenaufwand gegenüber der Röntgencomputertomographie zurückstehen müssen.

Die durch diese neuen Methoden bedingten außerordentlichen Möglichkeiten der Diagnostik haben auf der Seite der Therapie einen ähnlich starken Bedarf induziert. Dort steht als veränderte Fragestellung die genaue Lokalisation und Abgrenzung eines pathologischen Herdes im Vordergrund. Der wichtigste Grund für ein nicht beliebig großes Anwachsen der Anzahl von Computertomographen sind die hohen Anschaffungs- und Betriebskosten. Es verbleiben aber auch - über die Möglichkeiten der Computertomographie hinweg - Wünsche von medizinischer Seite auf technische Realisierung offen.

- Geringerer Platzbedarf des bildgebenden Systems
  → intraoperative Röntgenkontrolle bei Tumoroperationen
- Beliebige Projektionsrichtung mit hoher Ortsauflösung
  → verbesserte Orientierung zur Lokalisation
  → einfache Möglichkeit gezielter Biopsien und Funktioneller Stereotaxie
- Direkte Lokalisation des Bestrahlungsfeldes in der Strahlentherapie

- Geringe Strahlenbelastung
- Verbesserte Abgrenzungsmöglichkeit von Tumor und Hirnödem

Die vorliegende Arbeit soll zeigen, daß eine durch einen Prozeßrechner für Bildverarbeitung erweiterte Röntgenfernsehkette in der Lage ist, eine derartige Aufgabenstellung zu erfüllen. Die gezeigten Verfahren sind nicht auf eine Anwendung im menschlichen Schädel festgelegt. Wie auch im frühen Stadium der Computertomographie-Technik wird der Schädel wegen seiner besonderen Problemstellung der Überlagerung stark absorbierender Knochen gegenüber gering und wenig differenziert absorbierenden Geweben exemplarisch als erstes Untersuchungsziel verwendet.

In der Arbeit sind zwei grundsätzlich verschiedene Wege beschritten, die beide auf unterschiedliche Weise eine Trennung von erwünschter und stark überwiegender unerwünschter Bildinformation herbeiführen.

In Kapitel 3 wird diese Trennung durch Anwendung von Kenntnissen über Absorption von Röntgenstrahlung und Pathophysiologie von Tumoren erreicht.

In Kapitel 4 ist die Unterdrückung nicht gewünschter Bildinformation unter Verwendung von anatomischem Vorwissen über die Gestalt interessierender Objekte mit Mitteln der Bildfilterung herbeigeführt.

In Kapitel 5 wird unter anderen an einem klinischen Fall gezeigt, wie durch Kombination der beiden Methoden die Darstellung von interessierenden Teilen des menschlichen Hirnventrikelsystems möglich wird. Die Eignung und Zuverlässigkeit im klinischen Routinebetrieb der Funktionellen Neurochirurgie ist noch durch vielfachen Vergleich mit operativen Ventrikulogrammen zu prüfen.

Dagegen hat die in Kapitel 3 beschriebene Methode bei allen 21 bisherigen Untersuchungen selbst mit nichtinvasiver Schädelfixierung eine gute Tumordarstellung erbracht. Sie bietet sich direkt an, um damit stereotaktische Biopsien und intraoperative Röntgenkontrollen bei Tumorextirpationen durchzuführen, insbesondere weil in diesem Bereich eine absolute (invasive) Schädelfixierung obligatorisch bzw. möglich ist.

Das Thema der vorliegenden Arbeit entstand aus einem Forschungsprogramm der Deutschen Forschungsgemeinschaft mit dem Titel "Rechnergestützte Stereotaxie", das in enger Zusammenarbeit mit Prof. Dr. med. G. Dieckmann, Neurochirurgische Klinik der Universität des Saarlandes, später Abteilung für Funktionelle Neurochirurgie, Universität Göttingen, durchgeführt wurde. Dieses Vorhaben hatte vor allem die Zielpunktberechnung für gezielte Hirnoperationen zum Inhalt und findet seine klinische Anwendung am Zentrum für Neurologische Medizin der Universität Göttingen.

Aus nahezu idealen Bedingungen für das Entstehen einer interdisziplinären Forschungsaufgabe, nämlich der praktischen Erfahrung im Operationsteam für den klinischen Routinebetrieb und der gleichzeitig vorhandenen Umgebung ingenieurwissenschaftlicher Möglichkeiten wurde die Frage nach der Tumordarstellung mit Bildverstärkertechnik gestellt und untersucht. Nachdem die theoretischen Grundlagen geschaffen waren, wurde ein Labormodell für Phantomuntersuchungen entwickelt. Auf Initiative von Prof. Dr. med. W. Huk, Neuroradiologie, wurden in Zusammenarbeit mit der Strahlentherapeutischen Klinik der Universität Erlangen-Nürnberg, Prof. Dr. med. R. Sauer, und Oberarzt Dr. med. M. Herbst die ersten 21 Patienten in dem für klinische Erfordernisse notdürftig ausgestatteten Labor des Lehrstuhls für Technische Elektronik untersucht. Inzwischen ist ein klinischer Prototyp für Ganzschädeldarstellung in der

Strahlentherapeutischen Klinik installiert und die ingenieurwissenschaftliche Weiterentwicklung in ein Projekt der Fraunhofer-Gesellschaft (Arbeitsgruppe für Integrierte Schaltungen) überführt.

2. Stand der Technik

Entsprechend der völligen Verschiedenheit der Methoden aus Kapitel 3 und 4 wird der Stand der Technik ebenfalls in die beiden Abschnitte zerlegt:

2.1 Möglichkeiten der Darstellung schwacher Kontraste im menschlichen Schädel.

2.2 Methoden der Bildsignalverarbeitung zur Extraktion überdeckter Objekte.

2.1 Möglichkeiten der Darstellung schwacher Kontraste im menschlichen Schädel.

2.1.1 Möglichkeiten der Röntgen- und Kernspintomographie und der Hirnszintigraphie.

a) Röntgencomputertomographie

Seit Ambros und Hounsfield 1973 erstmalig ein klinisch verwendbares Gerät vorgestellt hatten, mit dem es gelang, geringe Unterschiede der Röntgenabsorption von Weichteilen trotz überdeckender stark strukturierter Knochen darzustellen, ist die Computertomographie bei neurologischen intrakraniellen Fragestellungen die am häufigst angewandte diagnostische Methode geworden. Der hervorragenden Auflösung bei geringen Unterschieden der Röntgendichte untersuchter Gewebe steht eine begrenzte Ortsauflösung gegenüber. Um vielen medizinischen Erfordernissen zu genügen, mußte die Ortsauflösung durch Vergrößerung der Bildmatrix und Verringerung der Schichtdicke gesteigert werden. An drei Geräten aus verschiedenen Generatio-

nen kann die Entwicklung der für den medizinischen Anwender wichtigsten Parameter beobachtet werden.

	1973	1977	1984
Gerät	EMI/Siretom	Siretom 2000	Somatom DR
Schichtdicke	10-12mm	5,10mm	1,2,4,8mm
Hautdosis	1-2 R	2 R	3.22 R bei 512 mAsec 6.5 R bei 1036 mAsec
Pixelgröße	3x3mm	1.5x1.5mm	0.6x0.6mm
Aufnahmezeit	5 min/ 2 Schichten	60 sec	1.3, 3.2, 14 sec

Der erfreulichen Verbesserung fast aller Parameter steht die stark ansteigende Patientendosis gegenüber. Die gesamte Dosisbelastung ist nach einigen Schichten und Übersichtsaufnahmen durch Röntgenstreuung sehr viel höher. So wurde von Krumme (2.1 /7/) bei nur 4 Schichten und Übersichtsaufnahmen bei 2 R Hautdosis im Schädelphantom bereits bis zu 6.4 R angegeben. Würde man versuchen, eine seitliche oder frontale Ansicht mit einer Ortsauflösung von auch nur 1mm aus einer entsprechenden Schichtung zu erreichen, würde die dabei verabreichte Strahlendosis bei 1036 mAsec bereits eine Höhe von 18 Röntgen erreichen (nach Herstellerangaben Somatom DR) .

b) Kernspinresonanztomographie

Die Kernspinresonanztomographie (MR = magnetic resonance) hat ihre große Beachtung innerhalb der beiden letzten Jahre vor allem aus drei Gründen erhalten:

1. Fehlen einer Belastung durch ionisierende Strahlung;
2. Darstellung von (vor allem Weichteilgewebe) nach einem anderen Kriterium als dem der Strahlenabsorption;

3. Möglichkeit anderer Schnittführungen.

Trotzdem sich die NMR - gegenüber der Röntgentomographie - noch in einem frühen Entwicklungsstadium befindet, wird von medizinischer und technischer Seite bezweifelt, daß NMR die Röntgencomputertomographie in Zukunft ersetzen könnte. Das ist nicht nur eine Frage des Kostenaufwandes, sondern auch der vergleichsweise geringen Ortsauflösung. Zur Zeit ist die magnetische Feldstärke zur Erzeugung einer 256 x 256 Bildmatrix bei einer 5 mm Schicht dadurch begrenzt, daß die Zulassungsbedingungen für die im Moment bekannten Nebenwirkungen erfüllbar sind.

Ein zur Röntgencomputertomographie analoger Trend zur Steigerung der Ortsauflösung käme in der NMR-Tomographie einer Erhöhung der Gradientenfeldstärke gleich und ist in diesem Maße sicher auszuschließen (2.1 /16/).

Aus den obigen Betrachtungen über die Möglichkeiten der Computertomographie läßt sich folgendes zusammenfassen:

- Das Konzept der Computertomographie ist wie kein anderes in der Lage, kontrastarmes Gewebe auch hinter einer sehr kontrastreichen Überdeckung darzustellen (hohe Dichteauflösung).
- Ist man aus Gründen der Orientierung zur genauen Lokalisation einer Struktur auf eine Lateral- oder Frontalansicht angewiesen, so können derartige Aufnahmen bei der geforderten Dichteauflösung nur rechnerisch aus einer Vielzahl von möglichst dünnen Horizontalschnitten errechnet werden. Entsprechend der mit der dritten Potenz wachsenden Strahlendosis bei Verkleinerung eines Volumenelementes um die Hälfte, ist eine weitere Steigerung über das bereits heute erreichte Maß nicht wünschenswert.

- Die Ortsauflösung der NMR-Tomographie ist weit hinter der der Röntgencomputertomographie zurück und eine Steigerung scheint nach Angaben von industriellen Entwicklern sehr viel schwieriger als im Röntgenbereich.

c) Hirnszintigraphie

Nach Gabe von Jod ^{131} kann mit einer Szintillationskamera eine bildliche Darstellung der Traceranreicherung im Hirngewebe erreicht werden. Die Bilder sind hinsichtlich ihrer gegenüber CT oder Digitaler Radiologie mit Abstand unterlegenen Bildqualität nur für sehr begrenzte Anwendungen geeignet.

2.1.2 Medizinische Anforderungen an bildgebende Systeme zur Darstellung und Lokalisierung intrazerebraler Regionen.

Strahlentherapie

Zur Bestrahlungsplanung stehen üblicherweise CT-Schnitte zur Verfügung, die einen zu therapierenden Tumor zeigen. Mit fixiertem Patientenschädel wird nach einer zweiten CT-Serie mit Übersichtsaufnahme eine approximative Übertragung der Tumorlage aus den CT-Schnitten in die Übersichtslateralaufnahme vorgenommen. Im Bestrahlungssimulator, bestehend aus Röntgenröhre und Bildverstärker, wird die Bewegung des Bestrahlungsgerätes anhand von knöchernen Referenzen aus der Übersichtsaufnahme ohne Sichtbarkeit des Tumors selbst kontrolliert und das Bestrahlungsfeld danach eingestellt.

Eine Lokalisierung mit der in Kapitel 3 beschriebenen Methode ist in folgenden Schritten möglich:

- Ein Tumor wird nach intravenöser Kontrastmittelapplikation in einer frontalen und einer seitlichen Aufnahme dargestellt.
- Ein vor dem Schädel angebrachtes Referenzraster zeigt die Lage des Tumors bezüglich dieses Rasters an.
- Das Lichtvisier der Röhre projeziert das Referenzraster auf den Schädel und die Tumorlokalisation kann direkt auf dem Schädel oder einer speziell angefertigten "individuellen Maske" präzise und ohne Umrechnungen eingezeichnet werden.

Neurochirurgie

a) Klassische Neurochirurgie zur Tumorextirpation

Die Bestimmung der Lage und des Zuganges erfolgt in vielen Kliniken besonders bei kleinen Prozessen durch Übertragung von Tumorkoordinaten aus CT-Schnitten in seitliche oder frontale Angiogramme. Auch hier liefert die seitliche Projektion anhand knöcherner Referenzen die bessere Bestimmung der Lokalisation.

Die beschriebene Bildverstärkermethode gibt die Lokalisation direkt in lateraler oder frontaler Projektionsrichtung, wenn erforderlich, auch mit eingeblendetem Angiogramm an.

Dringend wünschenswert ist eine radiologische intraoperative Kontrollmöglichkeit zum Zwecke einer möglichst vollständigen Entfernung des Tumorgewebes. Derzeit ist

diese Kontrolle wegen des großen Platzbedarfes eines CT nur postoperativ möglich und findet üblicherweise einige Tage nach der Operation statt.

Hier liegt wahrscheinlich der größte Fortschritt einer Tumordarstellung mit Bildverstärker. Der Platzbedarf des beschriebenen Systems ist der eines ohnehin im OP meist vorhandenen C-Bogens, der für Kontrollaufnahmen an den OP-Tisch herangefahren wird.

b) Stereotaktische Neurochirurgie

- Stereotaktische Tumoroperationen für Probebiopsien oder Implantation von Radionucliden

Wie in der klassischen Neurochirurgie werden Tumorkoordinaten derzeit aus CT-Schnitten bestimmt und teilweise unter großem apparativen Aufwand nach sehr feiner Schichtung in laterale und frontale Schnitte umgerechnet, die dann auf Röntgenprojektionsaufnahmen übertragen werden (2.1 /4, 8-10, 12,15, 17-19/). Eine Zusammenstellung der Berechnungsprinzipien ist in 2.1 /20,21/ publiziert. Bei Tumorlokalisation mit Bildverstärkertechnik kann die Zielpunktberechnung bei einer sehr viel höheren Ortsauflösung direkt im Operationssaal ohne Umrechnungen sehr exakt erfolgen. Durch Differenzierung von Bezirken unterschiedlicher Durchblutungsdynamik können gezielte Probeexcisionen verschiedener Tumorgewebe erfolgen.

- Stereotaktische Funktionelle Neurochirurgie

Zielpunkte sind kleine Areale ($\varnothing \approx 0.5$ bis 3mm) grauer oder weißer Hirnsubstanz, die auch mit Röntgen- und NMR-Tomographie wegen begrenzter Dichte- bzw. Ortsauflösung

nicht darstellbar sind. Eine Konstruktion des Zielpunktes erfolgt aus ca. 15 Referenzpunkten vor allem des Hirnventrikelsystems (2.1 /1,11/). Die geforderte Zielgenauigkeit von $\geq$ 0.5 mm läßt keine Konstruktion aus CT-Schnitten zu (2.1 /19-21/). So muß die Zielpunktberechnung derzeit noch aus Röntgenaufnahmen nach operativer Kontrastmittelgabe erfolgen. Eine derartige Berechnung im Operationssaal kann mit digitaler Röntgenvideotechnik erfolgen und ist in 2.1 /20,21/ beschrieben. Ziel der in Kapitel 4 beschriebenen Filtermethode ist der Ersatz der operativen direkten Kontrastmittelfüllung durch Bildverarbeituhg nach intravenöser Kontrastmittelgabe. Eine erste Anwendung wird demonstriert, die klinische Zuverlässigkeit in der Routine muß noch durch vielfachen Vergleich der Bilder bei gleichzeitiger direkter Ventrikulographie für eine Reihe von Patienten sichergestellt werden.

2.1.3 Möglichkeiten der digitalen Radiographie.

Unter digitaler Radiographie werden alle digitalen nichttomographischen bildgebenden Techniken in der Radiologie zusammengefaßt (2.2 /17/). Es handelt sich dabei um die Verarbeitung von Bildern, die entweder mit dem Detektorfeld eines Computertomographen im Übersichtsmodus oder mit digitalen Röntgenvideoketten aufgenommen sind (2.2 /7,15,22,37/). Die Entwicklung des Röntgenbildverstärkers bedeutete einen großen Fortschritt in der Verminderung der Dosisbelastung des untersuchenden Arztes und des Patienten. Durch die hohe Bildhelligkeit und die damit verbundene Möglichkeit der Ankoppelung einer Fernsehkamera wurde eine größere räumliche Trennung zwischen den Orten der Bestrahlung und der Beobachtung möglich, wodurch die Strahlenbelastung des Untersuchers praktisch auf Null gesenkt werden konnte. Die Ortsauflösung von Bildverstärkern bleibt aber auch heute noch hinter der von Film/Folien-Systemen zurück und eine Erhöhung der Dichteauf-

lösung über die von Film/Folie ist erst durch Nachverarbeitung von Bildverstärkerserien möglich.

Zur Darstellung schwacher Kontraste sind zwei grundsätzliche Subtraktionstechniken und Mischformen davon üblich:

- Mehrenergiesubtraktion:

Es werden Aufnahmen verschiedener Röntgenenergien subtrahiert.

- Zeitliche Subtraktion:

Bei Gabe eines Röntgenkontrastmittels werden Bilder subtrahiert, die vor oder zu verschiedenen Zeitpunkten nach Kontrastmittelgabe aufgenommen wurden (2.2 /2-8/).

Im klinischen Einsatz wird die Mehrenergiemethode in nahezu allen wichtigen Aspekten von der Zeitsubtraktion übertroffen (2.2 /17,22,29,31/) und ist in ihrer praktischen Bedeutung in den Hintergrund getreten.

Beim Vergleich der Sensitivität auf Jodkontraste hat Riederer einen großen Vorsprung der Bildverstärker gegenüber der Detektorfeldtechnik herausgestellt (2.2 /22/). Bei Vergleichsuntersuchungen desselben Phantoms haben sich Bildverstärkersysteme durch bessere Auflösung von Jodkontrasten, geringere Dosis und weniger thermische Belastung der Röntgenröhre ausgezeichnet.

Zusammengefaßt ergeben sich auf dem Gebiet der digitalen Radiographie die besten Resultate bezüglich einer Auflösung von Jodkontrasten bei Verwendung eines Röntgenvideosystems und zeitlicher Subtraktion.

Auflösung von Jodkontrasten bei digitalen Röntgenvideosystemen und zeitlicher Subtraktion.

Durch Bildaddition oder Mittelwertbildung wird das Rauschen von Röntgenvideobildern derart gesenkt, daß auch

20-fach geringere Jodkonzentrationen dargestellt werden können, wie sie bei intravenöser statt intraarterieller Kontrastmittelgabe auftreten (2.2 /5, 7-10, 15, 25-27/).

Klinische Resultate bei intrakraniellen Fragestellungen.

Anwendungen digitaler Bildverstärkertechnik für intrakranielle Untersuchungen sind in 2.2 /15,16,20,21,25,26, 32,33/ angegeben. Bei der vorwiegend angiographischen Zielsetzung wurden auch spezielle stark vaskulanisierte Tumorarten schon mit konventioneller Subtraktionstechnik sichtbar. So sind die Darstellung von Meningiomen (2.2 /21,26,32,36/), eines Thyroidkarzinoms (2.2 /25/), eines Angiofibroms (2.2 /35/) und eines Hämangioms (2.2 /36/) beschrieben.

Die im Rahmen der vorliegenden Arbeit in Abschnitt 3 beschriebene Methode erlaubt eine Darstellung sehr viel schwächerer Kontraste, so daß auch Glioblastome und Astrozytome verschiedener Grade extrahiert werden können. Einen quantitativen Vergleich der gesteigerten Auflösung für Jodkontraste liefern Resultate von Phantomversuchen.

Resultate von Phantomversuchen.

Riederer (3.1 /12/) gibt für ein Jodphantom 1%, McIntire (3.1 /11/) 0.4% maximal auflösbaren Kontrast bei hoher Strahlendosis an. Die in Kapitel 3 beschriebene Methode erreicht bei geringer Strahlendosis eine Kontrastauflösung am Plexiglasphantom von 0.13%.

Huber (2.2 /44/) gibt eine Mindestkonzentration von ca. 20 mg Jod pro ml zur Erkennung eines Gefäßes mit 1 mm Durchmesser an. Die später gezeigte Vorgehensweise erreicht die Darstellung eines 1 mm-Gefäßes schon bei einer Konzentration von 0.75 mg/ml Jod.

2.2 Methoden der Bildverarbeitung zur Extraktion überdeckter Objekte.

Das menschliche visuelle System ist auch den leistungsfähigsten Rechnersystemen in der (Wieder-)Erkennung eines Objektes in einem Bild durch die Fülle seiner Assoziationsfähigkeit überlegen. Die Vorverarbeitung der Bilder für den Vorgang des Erkennens wie Kantendetektion, Hoch-, Band- oder Tiefpassfilterung sind in der Physiologie des Sehens anhand typischer Neuronenverschaltungen analog den Verfahren der Mustererkennung nachweisbar (4.1 /1,2/).

Liegt der Kontrast eines Objektes zu seiner Umgebung allerdings unter einer gewissen Entdeckbarkeitsschwelle, so bleibt es für das visuelle System "unsichtbar" (3.1 /3,4/). In diesem Falle wird eine "Sichtbarkeit" auch nicht durch noch so perfektes Vorwissen über die Gestalt oder die zunehmende Länge der Betrachtung möglich. Unterhalb dieser Schwelle können die Möglichkeiten eines bildverarbeitenden Computers die Fähigkeiten des menschlichen visuellen Systems übertreffen. Dies kann zum Beispiel geschehen, indem sich (wie in Kapitel 3) durch einfache Bildaddition die mittlere Rauschamplitude eines Bildes derart senken läßt, daß damit ein schwach kontrastiges Objekt für einen Betrachter sichtbar wird.

Während sich allgemeine Bildverarbeitung vornehmlich mit Steigerung der Bildqualität befaßt, ist man auf dem Gebiet der Mustererkennung bemüht, für den Menschen gut erkennbare Objekte auch für einen Rechner erkennbar zu machen.

Als Beispiele für eine Bildaufbereitung unter Verwendung von "a priori-Wissen" zur Herbeiführung einer Erkennbarkeit für einen menschlichen Betrachter können die Arbeiten über Speckle-Interferometrie der Verarbeitung astrophysikalischer Bilder angesehen werden (4.1 /3-5/). Dort

gelingt es, unter Ausnutzung von Eigenschaften der Fouriertransformierten von Bildern eines Teleskopes, Sterne und ihre umfliegenden Monde sichtbar zu machen, obwohl jedes dazu verrechnete Einzelbild nur eine einzige Punktwolke zeigt. Ebenso kann eine zweite Arbeit genannt werden, die sich nach ähnlichen Prinzipien mit dem "Sehen durch bewegten Nebel" beschäftigt (4.1 /6/).

Beide Methoden können das Vorwissen über die Art der Bildverstümmelung bei Unkenntnis der Objektgestalt nützen, da die Art der Bildverstümmelung konstante und bekannte Eigenschaften besitzt.

Bei Abschätzungen der Kontrastverhältnisse interessierender Strukturen in Röntgenaufnahmen des menschlichen Schädels wird in Kapitel 3 gezeigt, daß die überlagerte Knochenstruktur so stark ist, daß in diesem Falle der umgekehrte Weg sinnvoller wird, nämlich die Verwendung einer begrenzten Kenntnis über die Gestalt darzustellender Objekte bei Unkenntnis über die Art der Bildverstümmelung. Das in Kapitel 4 entwickelte Filterverfahren arbeitet im Frequenzbereich der Bilder und benutzt vor allem auch die Phase der Fouriertransformierten zur Beschreibung der Gestalt eines Objektes.

Huang et al haben 1975 mit Nachdruck darauf hingewiesen, daß die Phase der DFT von Bildern sehr viel mehr Informationsgehalt über den Bildinhalt vermittelt als das Leistungsspektrum (4.1 /7/). Die daraufhin folgenden Arbeiten über Bildrekonstruktionen alleine aus der Phase der DFT von Bildern haben dazu beigetragen, bestimmte Gesetzmäßigkeiten in der Phase zu erklären (4.1 /10,11,14, 15,17/).

Aber ebenso wie die Verfahren der Bildrekonstruktion aus der Phase arbeiten spektrale Subtraktionstechniken (4.1 /12/) nur bei großem Signal/Rauschabständen (≈ 100)

erfolgreich. Zur Lösung der Extraktionsaufgabe überdeckter Objekte können die Verfahren nicht beitragen, da die Phase der DFT eines Objektes bei starker Überlagerung bis zur Unkenntlichkeit gestört ist.

Die wichtigsten Bestätigungen und Parallelen sind in der Literatur der lageinvarianten Mustererkennung mittels Fourierdeskriptoren ab 1979 zu finden. Dort geht es zwar um das Erkennen von nahezu ungestörten Abbildungen im Frequenzbereich, aber dort sind Muster durch Gesetzmässigkeiten ihrer Fouriertransformierten und auch ihrer Phaseninformation beschrieben (4.1 /21,23/). Die Berücksichtigung der Größenvarianz von Objekten bereitet allerdings größere Schwierigkeiten und wird in der Mustererkennung im Fourierbereich nach der Mellin-Transformation oder ähnlichen Algorithmen angegeben, die nur im Leistungsspektrum der DFT arbeiten, so daß die Gestaltinformation der Phase verlorengeht (4.1 /18-20, 22, 24-26/).

Voraussetzung für die angegebenen Verfahren der Mustererkennung mittels Fourierdeskriptoren sind demnach vergleichsweise ungestörte Bilder; für die genannten Arbeiten aus dem Bereich der angewandten Optik nahezu ungestörte Phasen der DFT (4.1 /14/).

Als weiterer Beitrag dieser Arbeit ist in Kapitel 4 ein Algorithmus beschrieben, der die Sichtbarkeit "ungefähr" bekannter Objekte durch Filterung extrem gestörter Bilder (d.h. $S/N \approx 0.1$ bis 0.5) in 2 Schritten herbeiführt:

Im ersten Schritt werden die Fourierdeskriptoren eines im Bild überdeckten Objektes wie Intensität, Lage, Skalierungsfaktor und Rotationswinkel durch Minimierung einer Fehlernorm in der gesamten Fouriertransformierten (nicht nur im Leistungsspektrum) bestimmt.

In dem zweiten Schritt wird eine Amplituden- und Phasenfilterung mit den ermittelten Fourierdeskriptoren durchgeführt.

3. Extraktion durch Bildsubtraktion nach Kontrastmittelgabe

3.1 Medizinischer Hintergrund.

3.1.1 Röntgenkontraste physiologischer und pathologischer Gewebe innerhalb des menschlichen Schädels.

Bis zur Einführung der Computertomographie wurden Absorptionskoeffizienten von Weichteilgewebe in etwa dem von Wasser gleichgesetzt. Seither ist eine Bestimmung mit einer Genauigkeit von ± 1% möglich. Phelps et al (3.2 /2/) haben 1975 eine ausführliche Studie über die Absorptionen einiger Gewebe und Flüssigkeiten in Abhängigkeit von der bestrahlten Photonenenergie angegeben. In Abbildung 1 sind für ein Projektionsschädelmodell die Kontraste verschiedener Tumorarten und Liquor gegen Hirngewebe bei einer Lateralaufnahme abgeschätzt und aufgetragen. Die Werte wurden für 15 cm Hirngewebe, 0.8 cm Knochen und einer Läsion des entsprechenden Gewebes von 0.5 cm in Projektionsrichtung errechnet. Ebenfalls aufgetragen ist das Absorptionsverhalten eines Plexiglasphantoms bestehend aus 15 cm Wasser, 0.8 cm PVC zur Simulation von Schädelknochen und einer Läsion von 0.5 cm Plexiglas in Wasser. Man erkennt, daß dieses häufig verwendete Phantom lediglich in einem sehr kleinen (und z.B. für CT mit 125 kV nicht relevanten) Bereich solche Gewebearten simulieren kann.

Der Kontrast K einer Läsion der Größe X ergibt sich dann:

$$I_1 = I_o \cdot e^{-(0.8 \cdot \mu_K + 15 \cdot \mu_H)}$$
$$I_2 = I_o \cdot e^{-(0.8 \cdot \mu_K + (15.-x) \cdot \mu_H + x \cdot \mu_L)} \qquad (1)$$
$$K = (I_1 - I_2)/I_1 \cdot 100\%$$

μ_K, μ_H, μ_L = Absorbtionskoeffizienten für Knochen, Hirn(gemischt) und das Gewebe der Läsion.

Abschätzung des überlagerten Knochenkontrastes

Sei y die Stärke einer Knochenläsion, die bei 50 keV einen gleichstarken Kontrast wie ein Tumor (Meningiom) mit einem Durchmesser von x = 0.5 cm hervorruft.

$$\mu_K \cdot y = (\mu_H - \mu_L) \cdot x$$

$$y = (0.0266/0.625) \cdot 0.5 \text{ cm} = 0.21 \text{ mm} \qquad (2)$$

In relativ homogenen Bereichen der Schädelkalotte (Frontal- und Parietalregion) variiert die wegen der Projektion als doppelt anzusehende Knochenstärke um bis zu 8 mm. Das ergibt zusammen mit (2) einen 40-fachen Kontrast gegenüber diesem Tumorgewebe.

Im nächsten Unterabschnitt wird die Elimination dieses Knochenkontrastes durch Bildsubtraktion nach Kontrastmittelgabe beschrieben. In Kapitel 4 wird ein Ansatz gezeigt, wie durch eine begrenzte Kenntnis der Gestalt eines interessierenden Objektes mit Mitteln der Signalverarbeitung eine stark überlagerte Bildinformation unterdrückt werden kann.

3.1.2 Steigerung des Röntgenkontrastes verschiedener Gewebe nach Infusion eines jodhaltigen Kontrastmittels.

Zur Diagnose zerebraler Prozesse mittels CT ist eine Untersuchung nach Gabe eines jodhaltigen Kontrastmittels zum festen Bestandteil geworden, da einige Strukturen erst dann sichtbar werden (3.2 /6,9,10/). Dabei werden zwischen 1 und 4 ml Kontrastmittel pro kg Körpergewicht entweder als Bolusinjektion ($\sim$ 15 ml/sec) oder schnelle Infusion ($\sim$ 0.5 ml/sec) intravenös appliziert (3.2 /3-19/). Bei schneller Infusion färben sich nach Kazner et al (3.2 /10/) Hirntumore um bis zu 30 Hounsfieldeinheiten (HE) an.

In Abbildung 2 sind die Kontraste verschiedener Tumorarten nach Umrechnung von Hounsfieldeinheiten zu Absorptionskoeffizienten und (1) für ein Projektionsschädelmodell in Abhängigkeit von der Läsionsdicke abgeschätzt. Einer einfachen Übertragung von Absorptionsresultaten vom Computertomographen zum Bildverstärker stehen die ungünstigeren Verhältnisse der Röntgen- und Lichtstreuung des Bildverstärkers entgegen. Dagegen haben Bildverstärkeraufnahmen bei gleicher Strahlendosis eine geringere Rauschamplitude (2.2 /22/, 3.1 /12/). Vor allem aber bietet der Bildverstärker sehr einfach die Möglichkeit der Röntgenparameteroptimierung auf Jodkontraste. Abbildung 3 zeigt das Absorptionsverhalten von Jod in Abhängigkeit der Röntgenenergie. Computertomographen arbeiten üblicherweise mit einer Röhrenspannung von 95 und 125 kV, also einer effektiven Energie von~80 keV, die für eine Darstellung von Jodkontrast nicht sehr geeignet ist. Durch Subtraktion zweier Bilder vor und nach Kontrastmittelgabe können demnach alle ortsinvariant und gleichzeitig in beiden Bildern vorkommenden Knochen- und Weichteilstrukturen sowie Abbildungsfehler des Aufnahmesystems eliminiert werden. Mit der in diesem Kapitel beschriebenen Methode gelingt es, Kontraste bis zu 1.3 Promille aufzulösen, wenn die Forderung der Ortsinvarianz erfüllt ist. Damit ist ein solches Verfahren besonders für die stereotaktische und allgemeine Neurochirurgie zur Tumordarstellung geeignet, da dort eine praktisch absolute (invasive) Schädelfixierung obligatorisch bzw. möglich ist.

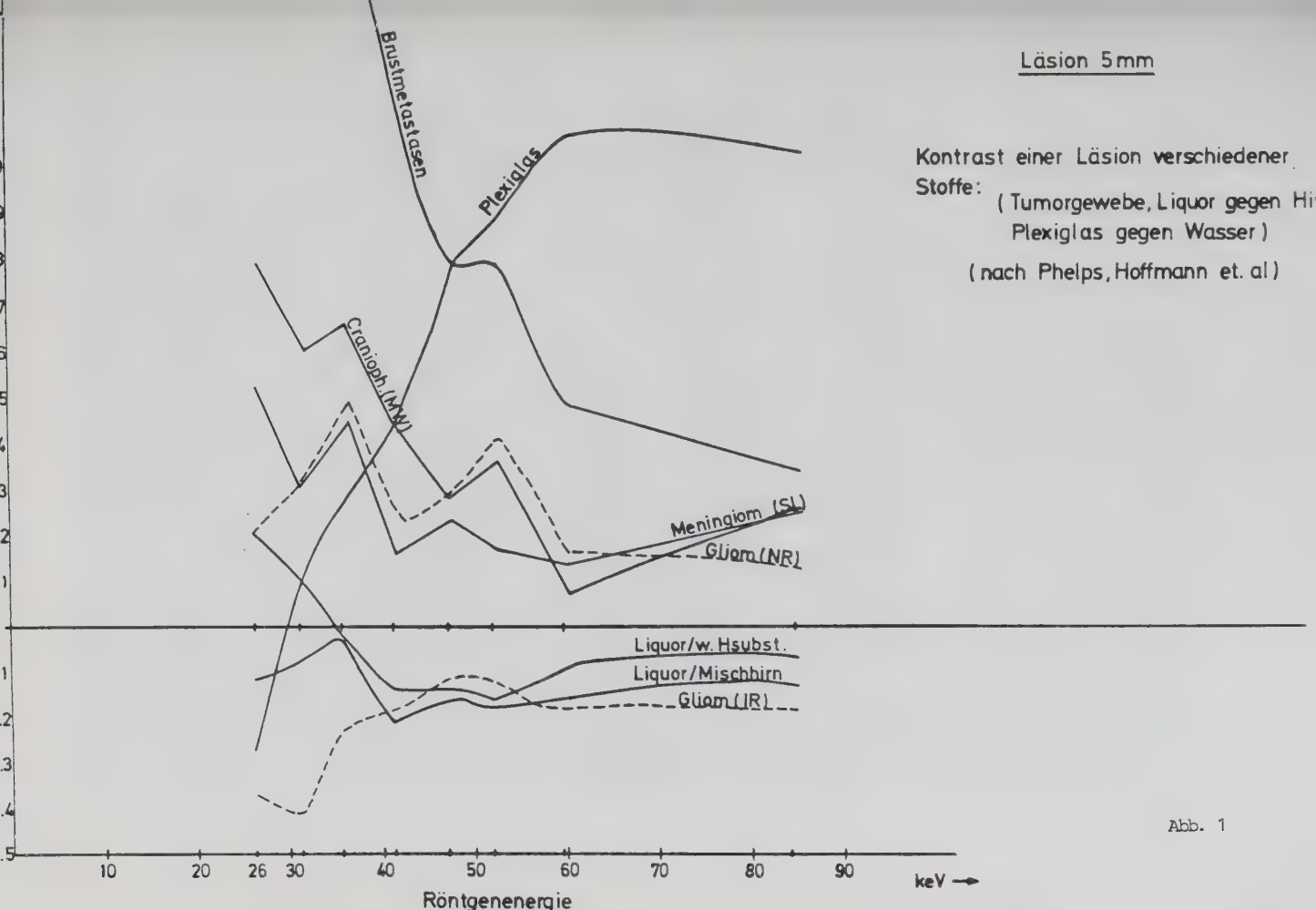
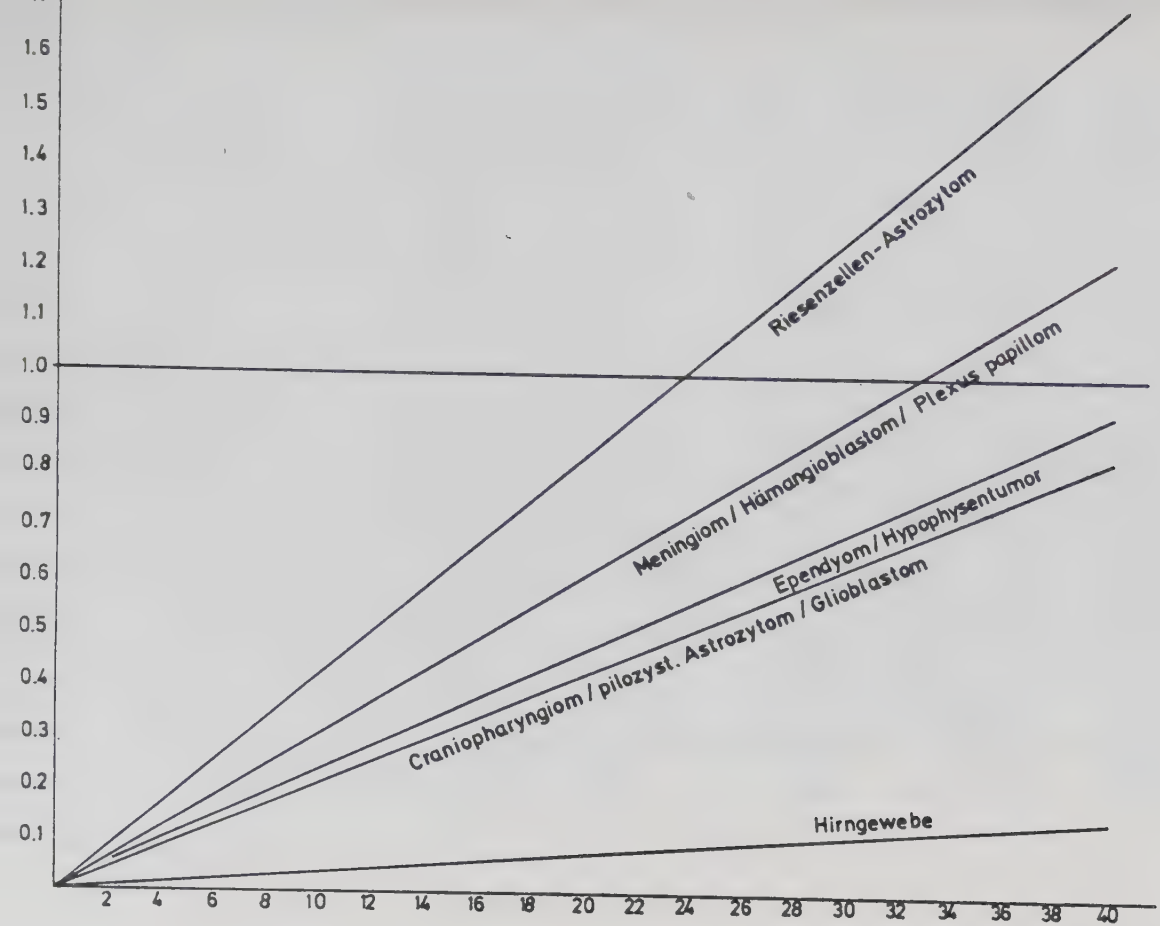

Läsion 5mm
Kontrast einer Läsion verschiedener Stoffe:
(Tumorgewebe, Liquor gegen Hi
Plexiglas gegen Wasser)
(nach Phelps, Hoffmann et. al)
Brustmetastasen
Plexiglas
Cranioph.(MW)
Meningiom (SL)
Glion.(NR)
Liquor/w. Hsubst.
Liquor/Mischhirn
Glion.(IR)
10
20
26
30
40
50
60
70
80
90
keV
Röntgenenergie

Abb. 1



Kontrast von Tumoren gegenüber Hirn nach Kontrastmittelgabe nach Kazner mit CT 120/140 kV

Abb. 2

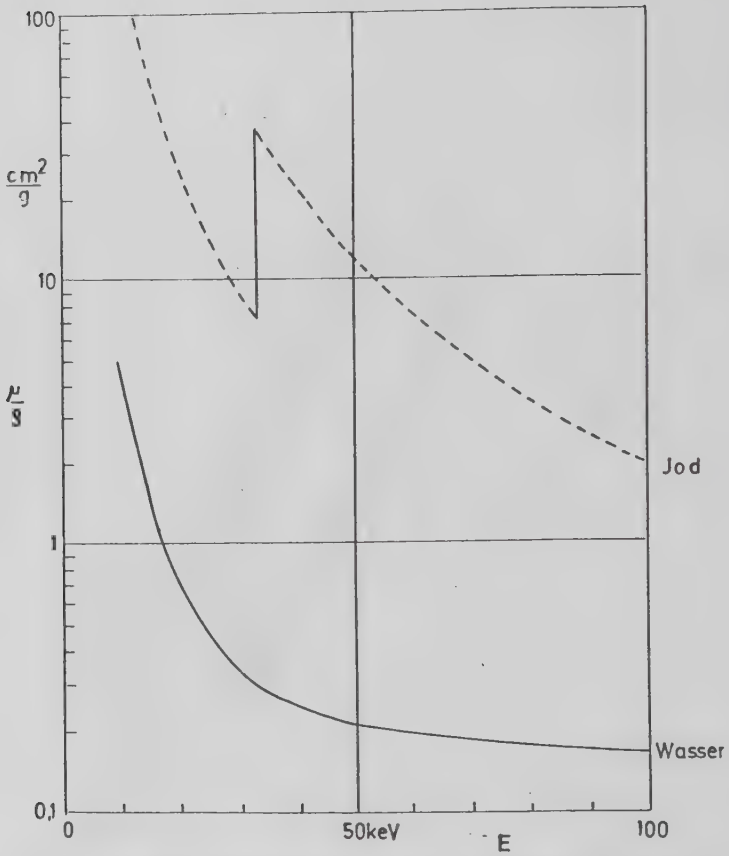


Abb. 3. Massenschwächungskoeffizienten für jodhaltige Kontrastmittel und für Wasser

Eine wichtige Diagnoseaussage über die Malignität eines Tumors ist eine intakte oder gestörte Blut-/Hirnschranke. Da typische Anreicherungszeiten bei verletzter Blut-/Hirnschranke in der Größenordnung 10 bis 30 min liegen, müssen Bilder miteinander verrechnet werden, deren Aufnahmezeiten um diese Zeitspanne auseinanderliegen dürfen. So wurde für nicht invasive Untersuchungen eine Schädelhalterung (Abb. 4a) konstruiert, die zumeist zusammen mit einer rechnerischen Korrektur für eine reproduzierbare Darstellung genügt.

Bei der Strahlentherapie von Hirntumoren wird der Patientenschädel in einer sogenannten "individuellen Maske" fixiert, die ebenfalls eine ausreichende Ruhigstellung über den angegebenen Zeitraum erlaubt (Abb. 4b).

Appliziert wird ausschließlich nichtionisches Kontrastmittel (3.2 /16-18/) mit 300 mg Jod/ml, insgesamt 100 ml in 3 bis 7 min, um Bewegungen durch Schmerz- oder Hitzegefühl zu vermeiden.

Kontrastanhebungen im Tumorgewebe entstehen durch stärkere Durchblutung, aber in stärkerem Maße noch durch extravasale Anreicherung (3.2 /3,9,13/). Deswegen sind sogenannte temporäre Filtermethoden (2.2 /13,14,23,24, 28-30/), die auf einer Vorkenntnis des Verlaufes der Blutkontrastmittelkonzentration beruhen, nicht anwendbar. Dies trifft insbesondere zu, da Anreicherungscharakteristiken jenseits der Blut/Hirnschranke uneinheitlich und insgesamt gegenläufig der Blutkontrastmittelkonzentration sind (3.2 /9,10,13/).

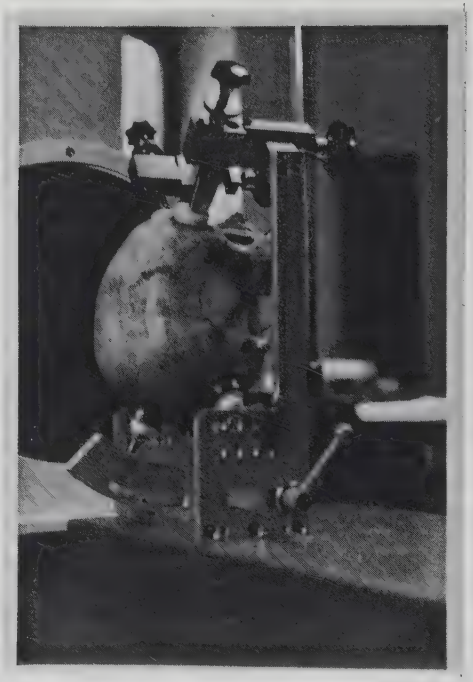


Abb. 4a: Nichtinvasive Schädelfixierung

Abb.4b: Individuelle Maske aus Plexiglas zur Schädelfixierung.

3.2 Die digitale Röntgenvideokette.

3.2.1 Systemaufbau

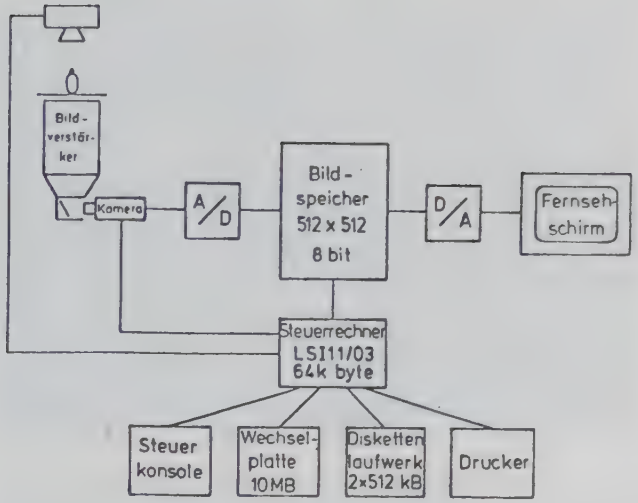


Abb. 5

Abbildung 5 zeigt den Aufbau der digitalen Röntgenvideokette, die um einen Prozeßrechner mit Peripherie erweitert ist. Auf dem ursprünglich als Labormuster konzipierten System wurde neben den Untersuchungen zur Darstellbarkeit von Tumoren durch Bildsubtraktion nach Kontrastmittelgabe (dieses Kapitel) und der Bildfilterung im Fourierbereich (Kapitel 4) auch die ersten 20 klinischen Untersuchungen von Patienten der Strahlentherapeutischen Klinik, Erlangen, durchgeführt, von denen in Kapitel 5 fünf Ergebnisse demonstriert werden.

Dem heutigen Stand der Technik entsprechend wurde das System mittlerweile für weitere Untersuchungen durch einen ersten klinischen Prototyp ersetzt, der sich vor allem durch eine Steigerung der Bildspeichergröße von 256 kByte auf 16 MByte, einen zusätzlichen schnellen mikroprogrammierbaren Bildrechner und die Möglichkeit der Echtzeitverarbeitung im Videomode unterscheidet.

3.2.2 Verarbeitung geringer Röntgenkontraste

3.2.2.1 Konversion Röntgenkontrast - digitaler Bildkontrast

Bei der Umwandlung des durch unterschiedlich starke Absorption entstehenden Röntgenkontrastes zu dem Kontrast eines digital vorliegenden Bildkontrastes treten Verluste durch Röntgen- und Lichtstreuung und evtl. elektrische Verluste im Videoteil der Kette auf.

a) Röntgenstreuung:

Am realen Untersuchungsobjekt stellt Röntgenstreuung den stärksten kontrastlimitierenden Faktor dar. Generelle Angaben sind nicht möglich, da die Werte je nach individuellen Gegebenheiten des Untersuchungsobjektes und der Untersuchungsgeometrie stark schwanken. Motz und Danos (3.1 /4/) haben für einige typische klinische Untersuchungsobjekte Kontraste ohne und mit Röntgenstreuung angegeben. Danach beträgt der Kontrastverlust durch Streustrahlung für die meisten Objekte zwischen 75 und 90%. Nach Krestel (3.1 /10/) ist dieser Anteil bei Schädelaufnahmen in der Größenordnung von 45%. Die Messung des Kontrastverlustes ergibt bei unserer Anordnung am Schädelphantom bei einer Blendenöffnung von 20 x 20 cm am Bildverstärker einen Kontrastverlust von ca. 86%. Eine Einblendung von lediglich 6 x 6 cm reduziert den Verlust auf die Hälfte.

Abbildung 6 zeigt dieses Ergebnis eines Plexiglaswürfels im Schädelphantom. Während der Würfel bei der 6 x 6 cm-Einblendung schon im helligkeitshomogenisierten* Originalbild sichtbar wird (Teilbild 1.2), bleibt er bei einer Blendenöffnung von 20 x 20 cm selbst nach Hintergrundsubtraktion kaum sichtbar, auch wenn die große Blendenöffnung die mittlere Rauschamplitude des Bildes von 0.23 auf 0.18 Grauwerte senkt.

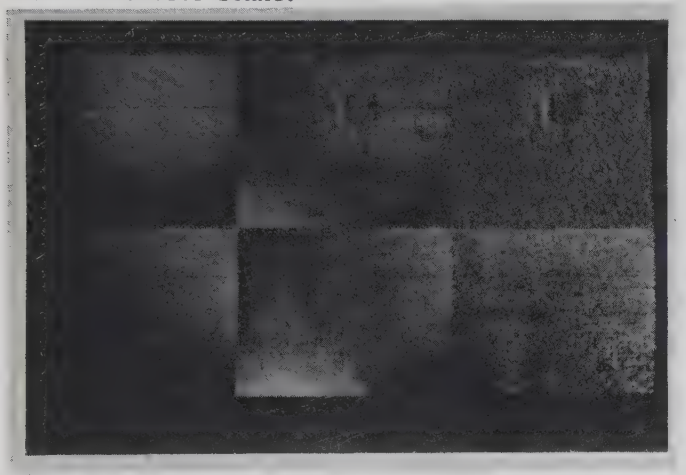


Abb. 6:

Kontrastverlust durch Röntgenstreuung bei Vergrößerung der Röntgeneinblendung. (Objekt 0.5 cm Plexiglas in 20 cm Wasser, 70 kV, 5 mA)

obere Bildfolge (1.1-1.3): Einblendung 6 x 6 cm auf BV
untere Bildfolge(2.1-2.3): Einblendung 20 x 20 cm auf BV

1.1 und 2.1 Originalbilder
1.2 und 2.2 Originalbilder nach Helligkeitshomogenisierung
1.3 und 2.3 Ergebnis nach Subtraktion eines Hintergrundes mit gleicher Blendenöffnung

* Helligkeitsausgleich mit einer zweidimensionalen Parabel reduziert die Dynamik des Bildes und erlaubt eine stärkere Grauwertspreizung.

b) Kontrastverluste innerhalb des Bildverstärkers:

Verluste entstehen durch Lichtstreuung im Ausgangsfenster des Bildverstärkers. Für den verwendeten Bildverstärker werden Lichtkontrastverluste von 10% angegeben (sog. Bleitaler-Test). Die Verwendung einer Glasfiberoptik im Ausgangsfenster vermindert derartige Verluste.

c) Kontrastverluste im Videoteil der Kette:

Die Gesamtmessung der Effekte a bis c ergibt für einen Plexiglaskontrast von 1.33% im Schädelphantom bei kleinster Einblendung einen resultierenden Kontrast von 0.75%, also einen Gesamtverlust von 43%. Verluste im Videoteil der Kette sind daher gegenüber a und b von untergeordneter Bedeutung.

Abschätzung des digitalen Bildkontrastes bei 1% realem Röntgenkontrast.

Sei S ein 230 Grauwerte (GW) helles Bildsignal, dann umfaßt der Kontrast K eines Objektes mit einem Absorptionsunterschied von 1% gegenüber seiner Umgebung nach (1) ohne Verluste einen Bereich von $\Delta S = 2.3$ GW.

Nach den Verlusten a) bis c) verbleibt ein Helligkeitsunterschied von $\Delta S \sim 1.15$ GW. Nach Motz et al und Moran (3.1 /4,13/) sind für eine Detailerkennbarkeit

$$\Delta S / \bar{R} \sim 3 \quad \text{erforderlich.} \qquad (3)$$

Daraus resultiert die zulässige mittlere Rauschamplitude eines Bildes von

$$\bar{R} \sim 0.38 \text{ GW}$$

3.2.2.2 Graubereichserweiterung durch digitale Addition und Fensterung.

Sei G der Grauwertbereich eines 8 bit-Bildes und W die Fenstergröße eines interessierenden Bereiches in einem aus n Additionen resultierenden Summationsbild.

$$f = (n \cdot G)/W \qquad (4)$$

f ist der Faktor einer Grauwertspreizung durch Fensterung, wenn lediglich W nach Rückumwandlung zu einem 8 bit-Bild zur Darstellung gelangt. Dann ist $\Delta S' = \Delta S * f$ ein kontrastverstärktes Signal, wenn $\Delta S \geq 1$ GW ist. Für die hier interessierenden Kontraste ist ΔS meist unter 1 GW. Das bedeutet, daß ΔS bei Addition unverrauschter Bilder nicht zur Darstellung kommt. Bei verrauschten Analogsignalen ergibt sich nach A/D-Umsetzung bei digitaler Addition ein Resultatsignal, dessen Diskretisierung unter einer Quantisierungsstufe liegt (Signal dithering).

Abschätzung der Fenstergröße und der Anzahl digitaler Bildadditionen zur Erkennbarkeit eines einprozentigen Röntgenkontrastes.

Sei $\bar{R} = 3.8$ GW die mittlere Rauschamplitude eines Röntgenbildes mit einem Grauwertbereich von 8 bit und ΔS eines einprozentigen Röntgenkontrastes, betrage nach der vorherigen Abschätzung 1.15 GW bei einer Öffnung der Röntgenblende von 6 x 6 cm. Der Verlauf der mittleren Rauschamplitude bei digitaler Addition (Abb. 7 bis 10) läßt sich für n = 10 approximieren durch:

$$\bar{R}(n) \sim 3 \cdot 8 \cdot 1/\sqrt{n} \qquad (5)$$

Unter Anwendung von (3) ergibt sich:

$$n \sim \left(\frac{3 \cdot 8}{0.38}\right)^2 \sim 100 \qquad (6)$$

n = Abschätzung der Anzahl digitaler Additionen zur Senkung der mittleren Rauschamplitude auf 0.38 GW.

Aus konventionellen Röntgenfilmaufnahmen ist meßbar, daß für eine deutliche Erkennbarkeit von Objekten mindestens ein Kontrast von ca. 5% (11 von 255 GW) ist.

Nach den Reduktionen eines einprozentigen Kontrastes (2.3 GW) durch Röntgenstreuung auf 0.55 GW bei Einblendung 20 x 20 cm und auf 1.15 GW bei 6 x 6 cm liegt f aus Gleichung (4) zwischen:

$$20 \sim \frac{11}{0.55} \geq f \geq \frac{11}{1.15} \sim 10$$

Zur Erkennbarkeit eines einprozentigen Röntgenkontrastes sind also überschlägig 100 digitale Bildadditionen nötig und eine Fenstergröße W, die ca. 10 bis 20 mal kleiner als der Grauwertbereich eines Summationsbildes ist.

3.2.2.3 Analoge Bildaddition auf dem Kameratarget.

Da der Röntgenabsorptionsverlauf von Jod für steigende Energien einen starken Abfall zeigt (Abb. 3), ist es nötig, die Röntgenröhre mit einer möglichst niedrigen Spannung zu betreiben. Eine ausreichende Bildhelligkeit bei niedriger Röntgenenergie kann entweder durch einen erhöhten Röhrenstrom (Dosis) oder kurzzeitige Unterbrechung des Kameraabtaststrahls erfolgen, so daß sich durch eintreffendes Licht entstehende Ladungen auf der Targetoberfläche addieren. Nach synchronisiertem Wiedereinschalten entsteht ein Bild, dessen Helligkeit in Abhängigkeit von der Unterbrechungszeit steigt. Bei Verwendung einer Röhre mit geringem Dunkelstrom (Chalnicon) kann die Helligkeitsausbeute über einen Zeitraum bis zu 1 Sekunde etwa linear zur Dunkeltastzeit gemessen werden. Bei einer von einem Rechnerprogramm vorgegebenen Dunkeltastzeit von 300 msec können bei einer Verlustzeit von 70 msec für die Ausführung der dazu nötigen Softwareoperationen ca. 6 Videobilder auf dem Kameratarget integriert werden. Die theoretische Abschätzung entspricht

dem experimentellen Resultat. Bei wechselweisem Lesen des ersten und zweiten Halbbildes bei üblichen Fernsehsystemen tritt bei Dunkeltastung der Effekt auf, daß bei Abtastung des ersten Halbbildes das zweite Halbbild zum Teil mitentladen wird und umgekehrt. Dieser Effekt wird kompensiert, indem wechselweise mit der Abtastung der beiden Halbbilder begonnen wird, so daß jeweils bei einer geraden Additionsanzahl Bilder mit homogener Halbbildhelligkeit entstehen. Im Gegensatz zur Targetintegration durch Langsamabtastung wird bei dieser Art der verzögerten Schnellabtastung der proportional zu dQ/dt steigende Signalstrom nicht durch vergrößertes dt geschwächt.

3.2.3 Untersuchung des Rauschverhaltens bei digitaler und analoger Bildaddition.

Im letzten Abschnitt wurde bereits erwähnt, daß Rauschen nicht nur unerwünschter Teil der Bildinformation ist, sondern zur Darstellung geringer Kontraste notwendig sein kann. Aus diesem Grunde interessiert nicht die Rauschamplitude eines Einzelbildes, sondern allein die Tatsache, wie ein solches Einzelbildrauschen bei digitaler Addition zu einer möglichst geringen Rauschamplitude in einem Summationsbild führen kann. Die im folgenden gezeigten Verläufe der Rauschamplitude bei Bildaddition sind aus Summationsbildern B_i^{SUM} errechnet, die nach folgendem Schema aus Einzelbildern B_i entstehen.

$$B^{SUM} = (B_i + B_{i+1}) - (B_{i+2} + B_{i+3}) \quad i = 1,5,9, \ldots \quad (7)$$

Dabei finden Additionen zur Kompensierung des Helligkeitsunterschiedes der Halbbilder und Subtraktionen zur Eliminierung etwaiger im Bild vorhandener Objekte statt.

Rauschverhalten des Videoteils.

Abbildung 7 und 8 geben die mittlere Rauschamplitude von Videobildern mit homogener Leuchtdichte bei verschiedenen mittleren Helligkeiten einmal mit und einmal ohne Targetintegration an. Dabei bleibt es gleich, ob die verschiedenen Helligkeiten durch Variation der Kamerablende oder Leuchtstärke des abgebildeten Objektes hervorgerufen werden. Eine etwas schlechtere Rauschamplitude ergibt sich lediglich bei ganz geöffneter und ganz geschlossener Kamerablende.

Als Resultat gilt für das Summationsbild: Die mittlere Rauschamplitude steigt mit der Bildhelligkeit und ist mit oder ohne Targetintegration nur unwesentlich verschieden, obwohl die Einzelbilder mit Targetintegration weniger verrauscht sind.

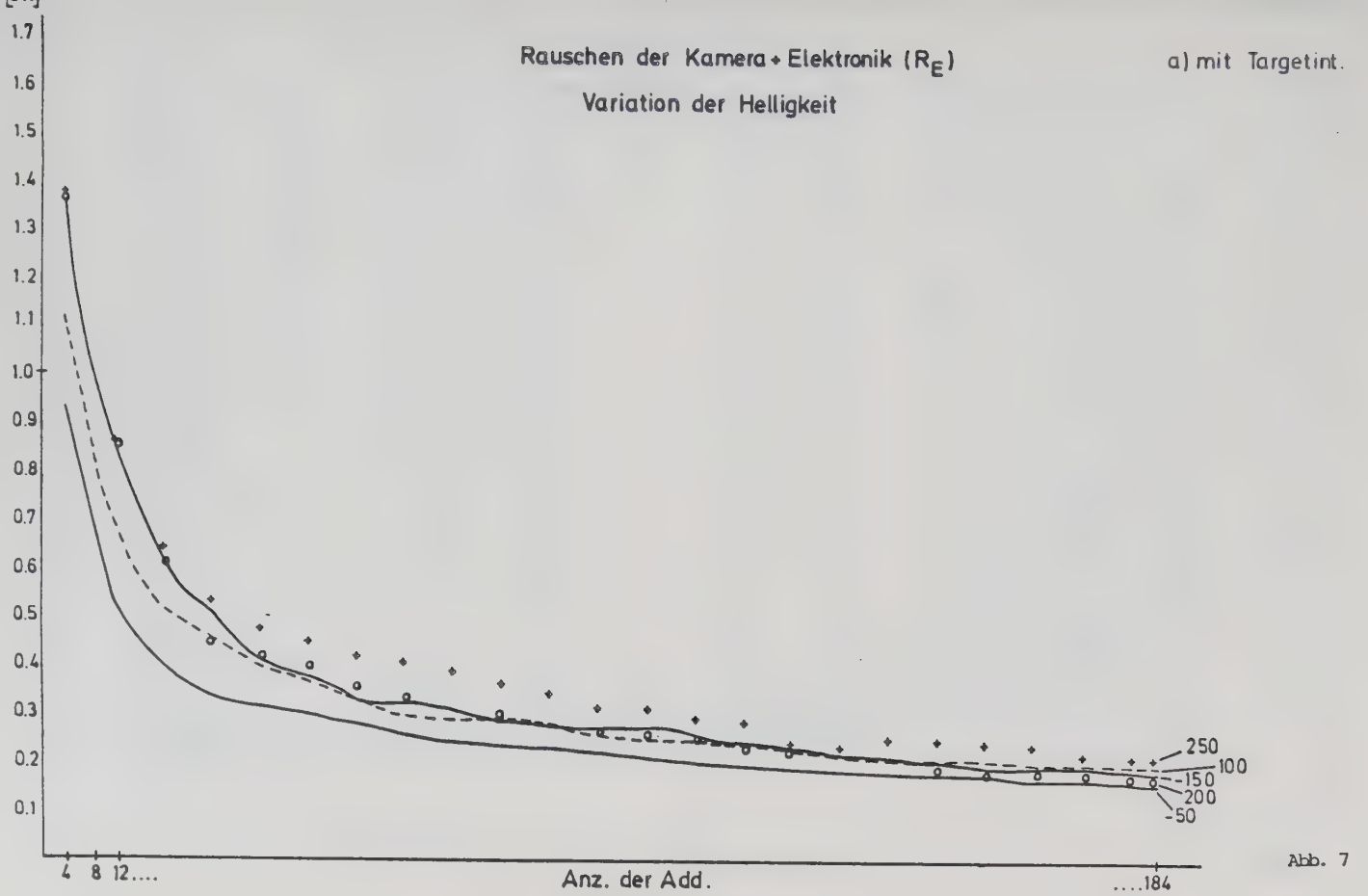

Rauschen der Kamera + Elektronik (R_E)
Variation der Helligkeit
a) mit Targetint.
1.7
1.6
1.5
1.4
1.3
1.2
1.1
1.0
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
250
100
150
200
50
4
8
12....
Anz. der Add.
....184

Abb. 7

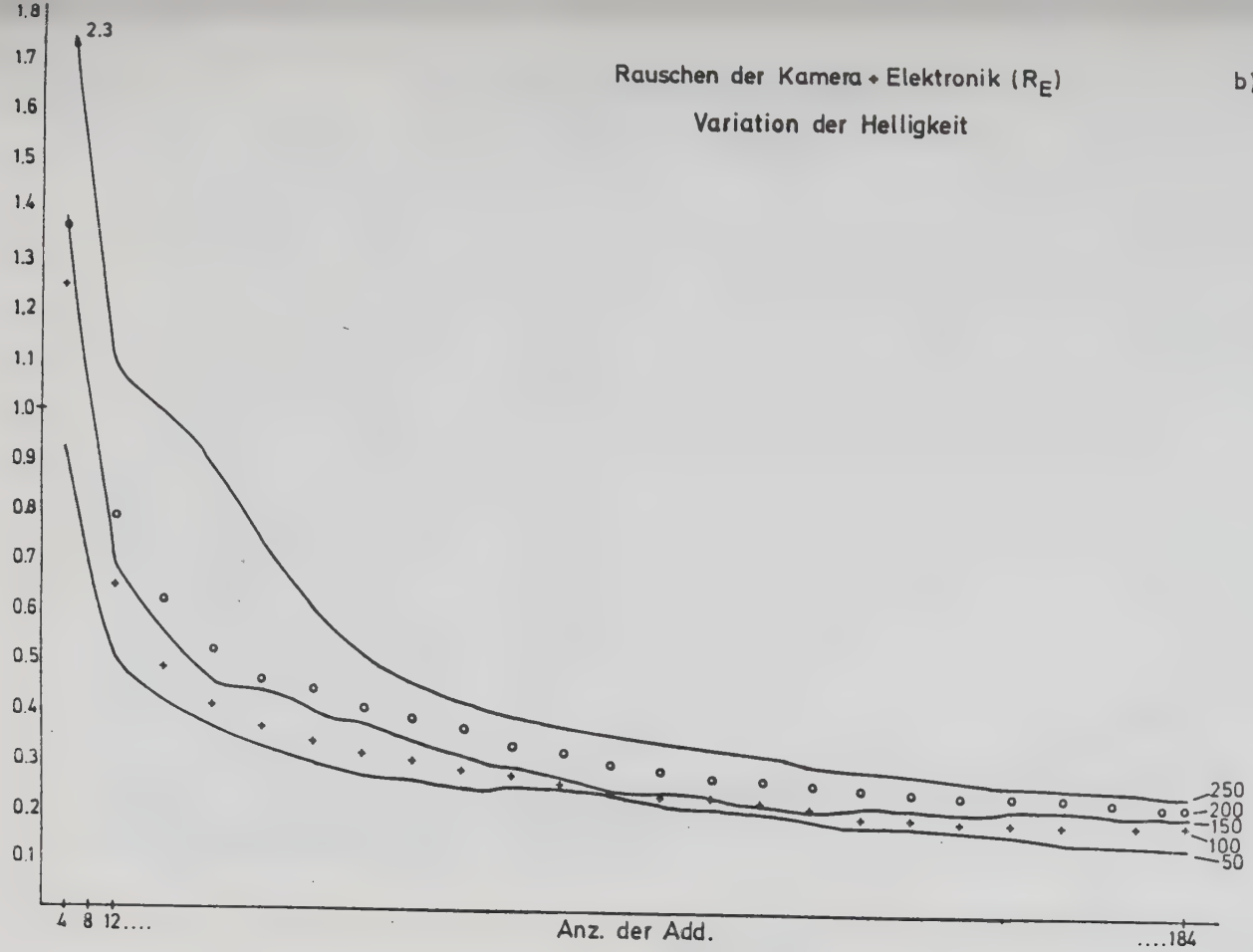

Rauschen der Kamera + Elektronik (R_E)
Variation der Helligkeit
b) ohne Targetint.
2.3
1.8
1.7
1.6
1.5
1.4
1.3
1.2
1.1
1.0
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
250
200
150
100
50
4 8 12....
Anz. der Add.
....184

Abb. 8

Gesamtrauschen der Kette (Röntgen- und Videoteil)

Durch Änderung der Röntgenparameter Strom und Spannung wird am Austrittsfenster des Bildverstärkers ein Bild erzeugt, das abhängig von diesen Parametern eine bestimmte Helligkeit und Rauschcharakteristik besitzt. Der Bildverstärker wird als "black box" betrieben und keine interne Änderung seiner Parameter vorgenommen. Da eine Abhängigkeit der mittleren Rauschamplitude des Videosystems von der Helligkeit besteht, ist die Bildhelligkeit für die folgenden Betrachtungen durch Variation der Kamerablende auf 200 GW festgehalten.

Variation der Röhrenspannung (Röhrenstrom 5 mA konstant).

Abbildungen 9 und 10 zeigen den Verlauf der Rauschkurven bei Änderung der Röhrenspannung mit und ohne Targetintegration.

Resultate:

1. Das Rauschverhalten zeigt mit steigender Röhrenspannung leicht fallende Tendenz und ist mit oder ohne Targetintegration unverändert.

2. Gegenüber dem Rauschen des Videoteils (Abb. 7 und 8) ist nach 184 Additionen keine signifikante Erhöhung der Rauschamplitude meßbar.

Variation des Röhrenstroms.

Für feste Röhrenspannungen von 50 und 60 kVp und Helligkeit 200 GW ergeben sich für Röhrenströme 5, 6, 8, 11 und 14 mA völlig analoge Rauschkurven mit oder ohne Targetintegration.

Resultat:

Der Anteil des Röntgenrauschens an der Gesamtrauschamplitude ist auch schon bei geringer Dosis gegenüber dem Anteil des Videoteils vergleichsweise gering. Eine weitere Erhöhung des Röhrenstroms kann nicht meßbar zu einer Verbesserung der Gesamtrauschamplitude beitragen (Abb. 13).

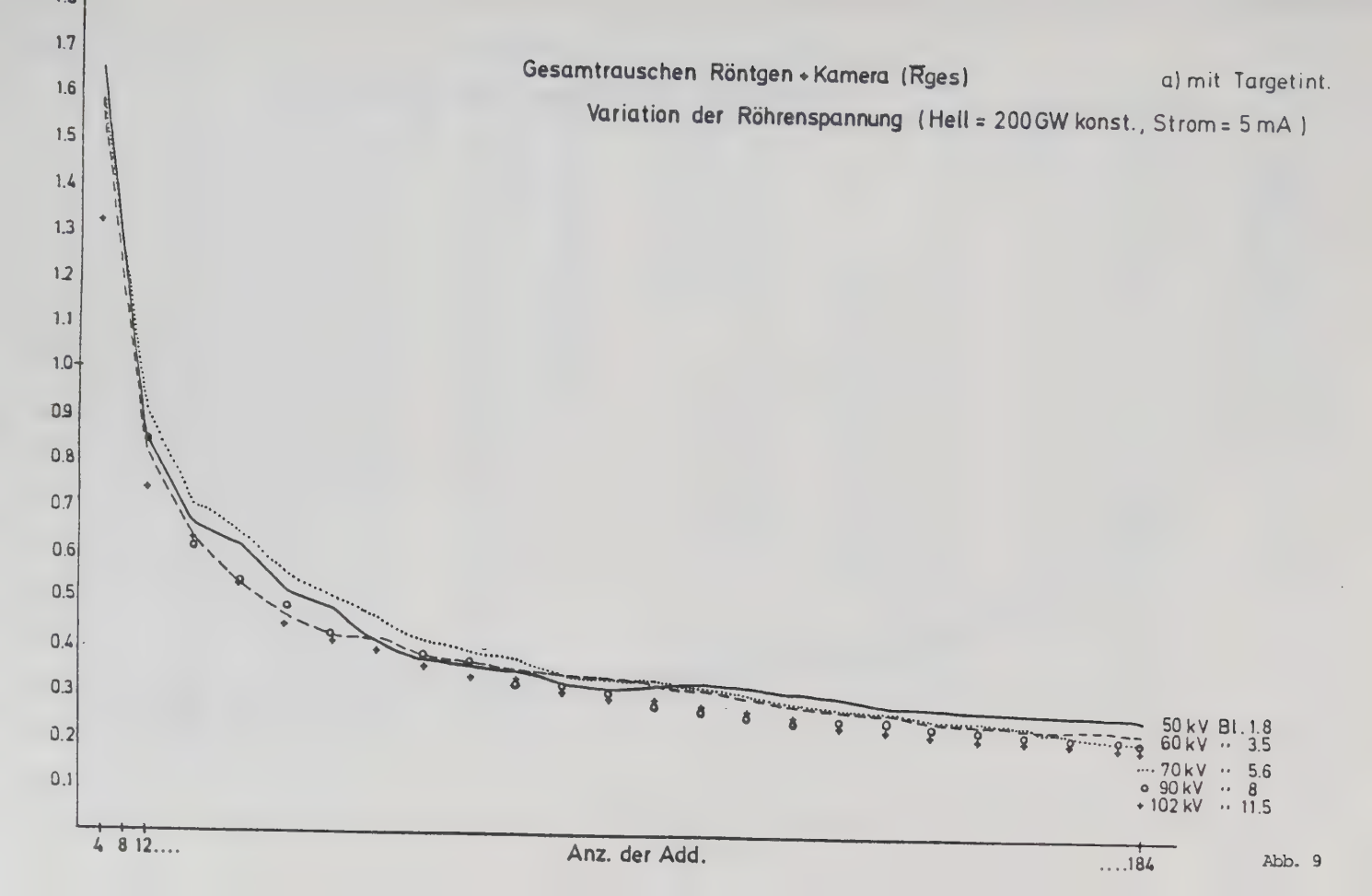

Gesamtrauschen Röntgen + Kamera ($\bar{R}$ges)
a) mit Targetint.
Variation der Röhrenspannung (Hell = 200 GW konst., Strom = 5 mA)
1.7
1.6
1.5
1.4
1.3
1.2
1.1
1.0
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
50 kV Bl. 1.8
60 kV " 3.5
70 kV " 5.6
90 kV " 8
102 kV " 11.5
4 8 12....
Anz. der Add.
....184

Abb. 9

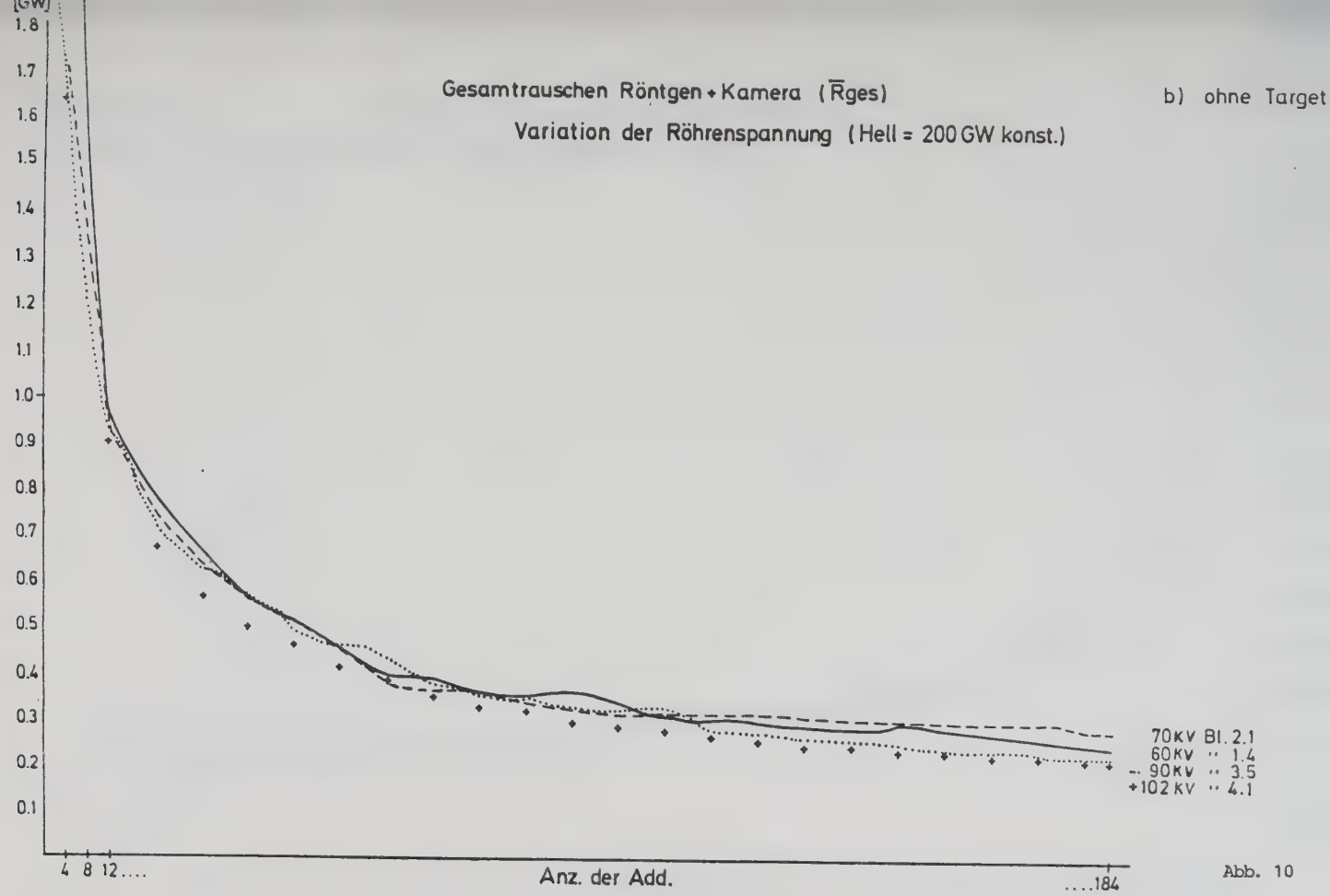

Gesamtrauschen Röntgen + Kamera ($\bar{R}$ges)
b) ohne Target
Variation der Röhrenspannung (Hell = 200 GW konst.)
[GW]
1.8
1.7
1.6
1.5
1.4
1.3
1.2
1.1
1.0
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
70 KV Bl. 2.1
60 KV " 1.4
90 KV " 3.5
102 KV " 4.1
4 8 12....
Anz. der Add.
....184

Abb. 10

3.3 Parameteroptimierung zur Darstellung geringer Jodkontraste.

Aus Abschnitt 3.2.3 ergaben sich für die Beziehung $\Delta S/\bar{R}$ Aussagen über die Wahl von Parametern zur Senkung von $\bar{R}$. In diesem Abschnitt wird die Güte der Darstellung eines jodhaltigen Objektes durch Angabe von $\Delta S/\bar{R}$ in Abhängigkeit von Röntgen- und Aussteuerungsparametern bestimmt.

Phantomobjekt: Kontrastmittel 75 mg Jod/ml, Dicke 1 cm in 20 cm Wasser in Strahlrichtung gemessen, Fokus-Objektabstand 120 cm, Objekt auf BV-Oberfläche, Blende 6 x 6 cm auf BV-Oberfläche.

Die Messungen von ΔS und $\bar{R}$ wurden jeweils nach Addition einer geraden Anzahl von Einzelbildern zur Kompensation des Halbbildflackerns ohne Subtraktion eines Hintergrundbildes durchgeführt.

Variation der Röhrenspannung

Die Abbildungen 11 und 12 zeigen den Verlauf von $\Delta S/\bar{R}$ bei Bildaddition mit und ohne Targetintegration.

Resultat:

1. $\Delta S/\bar{R}$ steigt mit fallender Röhrenspannung, obwohl $\bar{R}$ ansteigt (aus 3.2.3 Abb. 8 und 9).
2. ΔS steigt erheblich bei Anwendung der Targetintegration, wobei $\bar{R}$ konstant bleibt (aus 3.2.3 Abb. 8 und 9).
3. Eine ausreichende Bildhelligkeit kann bei fallender Röntgenenergie und niedrigem Röhrenstrom durch Targetintegration erreicht werden.

Variation des Röhrenstromes

In Abbildung 13 ist für die ermittelte bestmögliche Röhrenspannung bei dieser Anordnung das Verhalten von $\Delta S/\bar{R}$ bei Variation des Röhrenstromes und Targetintegration aufgetragen.

Resultat:

Für eine Steigerung des Röhrenstroms von 5 auf 6 mA ergibt sich eine Steigerung für ΔS. Weitere Steigerung des Röhrenstromes führt zu keiner weiteren Verbesserung, sondern durch leichtes Ansteigen von $\bar{R}$ eher zu einer Verschlechterung von $\Delta S/\bar{R}$. Dieses Ergebnis wird bei allen Messungen über die Variation der Aufnahmegeometrie, Röntgeneinblendung, Kamera- und Bildverstärkereigenschaften in jedem Falle in gleichem Maße bestätigt (z.B. Abb. 16).

Hellaussteuerung der Kamera

In Abbildung 14 sind die Resultate bezüglich bestmöglicher Röhrenspannung und eines günstigen Röhrenstromes konstant gehalten und die Hellaussteuerung des Bildsignales variiert.

Resultat:

Trotz einem leichten Ansteigen von $\bar{R}$ (aus Abb. 6 und 7) ergibt sich für $\Delta S/\bar{R}$ ein starker Anstieg durch nahezu linear ansteigendes ΔS mit wachsender Hellaussteuerung.

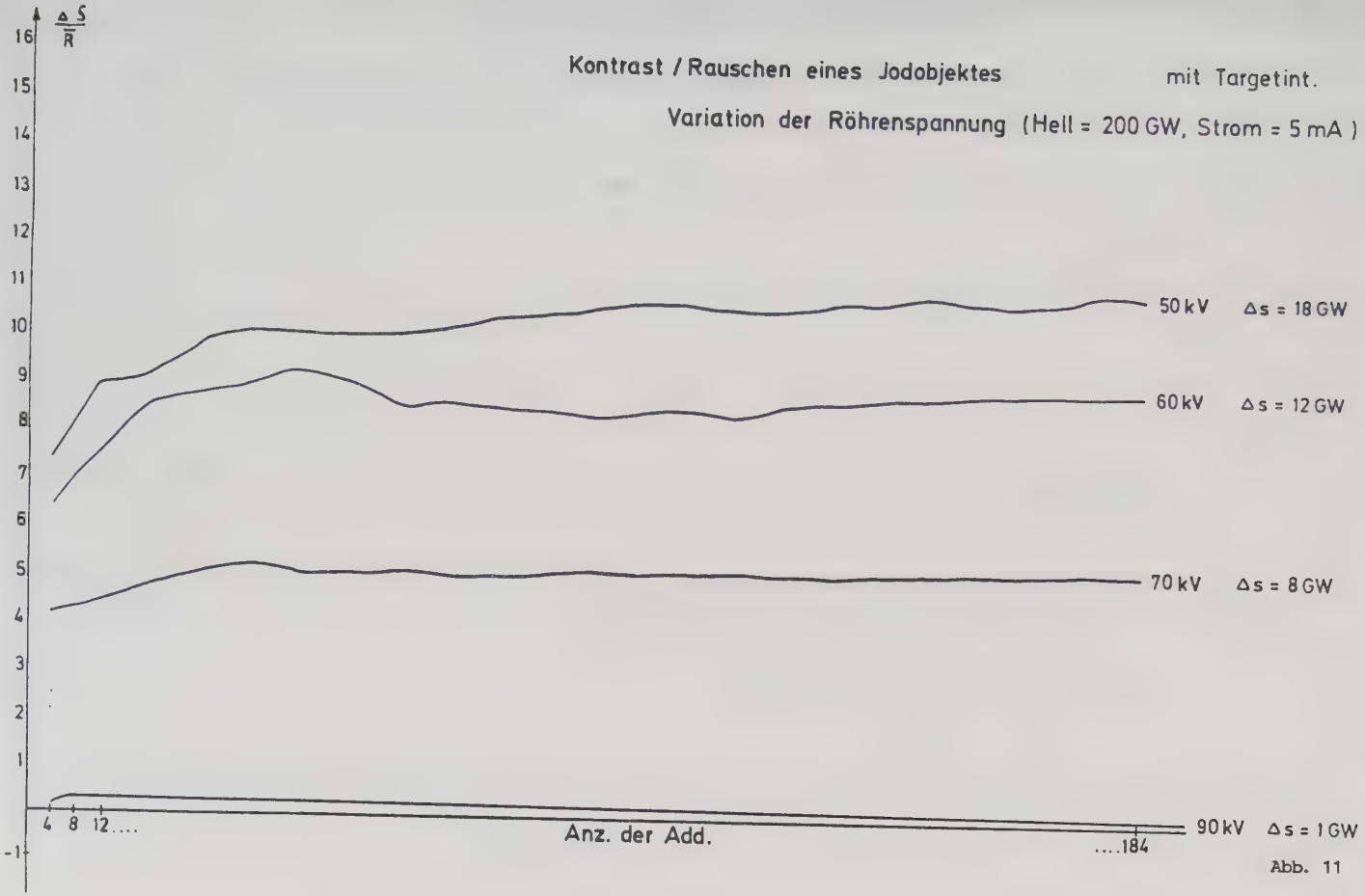

Kontrast / Rauschen eines Jodobjektes
mit Targetint.
Variation der Röhrenspannung (Hell = 200 GW, Strom = 5 mA)
$\frac{\Delta S}{R}$
16
15
14
13
12
11
10
9
8
7
6
5
4
3
2
1
-1
50 kV Δs = 18 GW
60 kV Δs = 12 GW
70 kV Δs = 8 GW
90 kV Δs = 1 GW
4 8 12....
Anz. der Add.
....184

Abb. 11

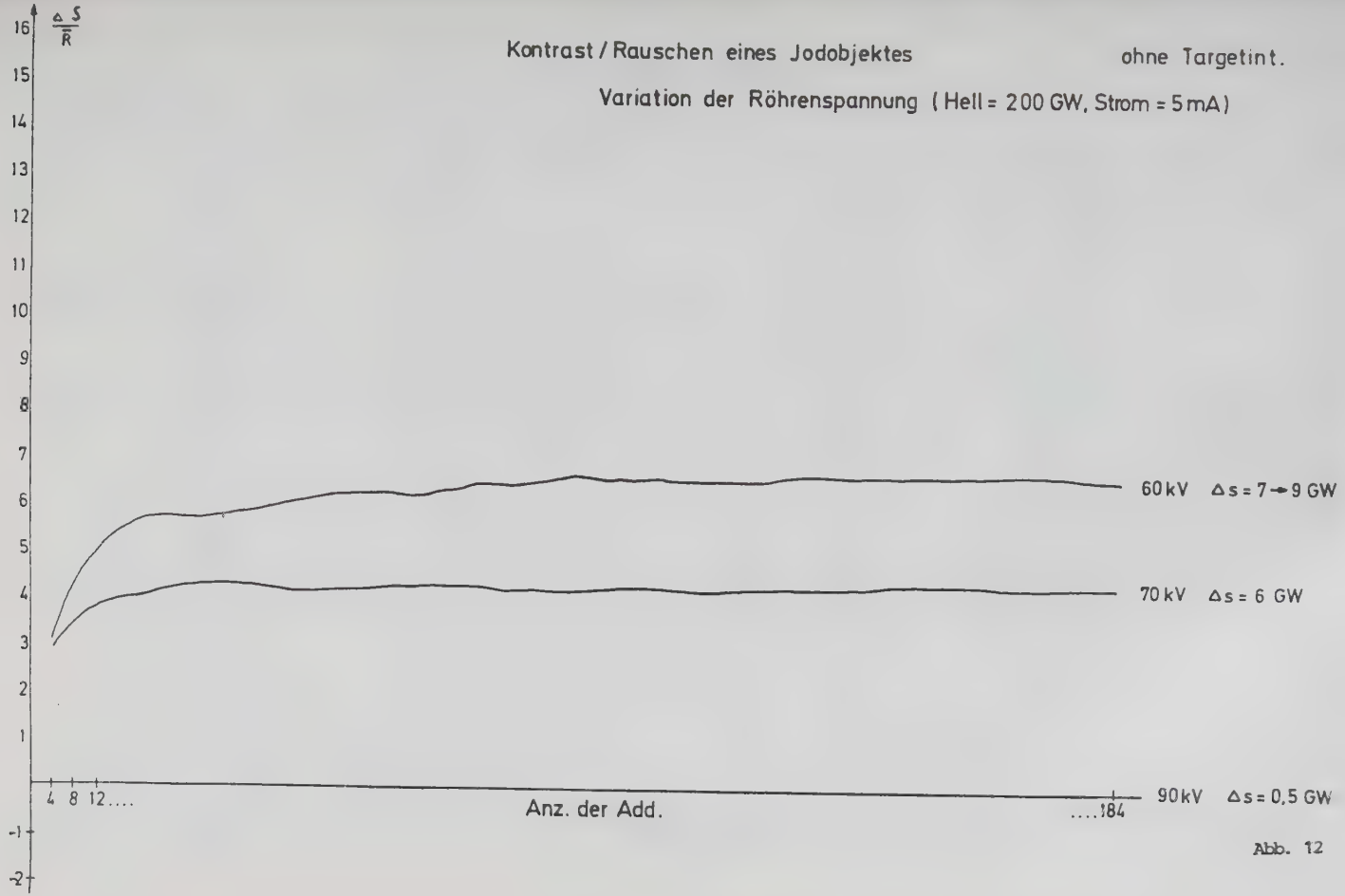

Kontrast / Rauschen eines Jodobjektes
ohne Targetint.
Variation der Röhrenspannung (Hell = 200 GW, Strom = 5 mA)
$\frac{\Delta S}{R}$
16
15
14
13
12
11
10
9
8
7
6
5
4
3
2
1
-1
-2
60 kV Δs = 7 → 9 GW
70 kV Δs = 6 GW
90 kV Δs = 0,5 GW
4 8 12....
Anz. der Add.
....184

Abb. 12

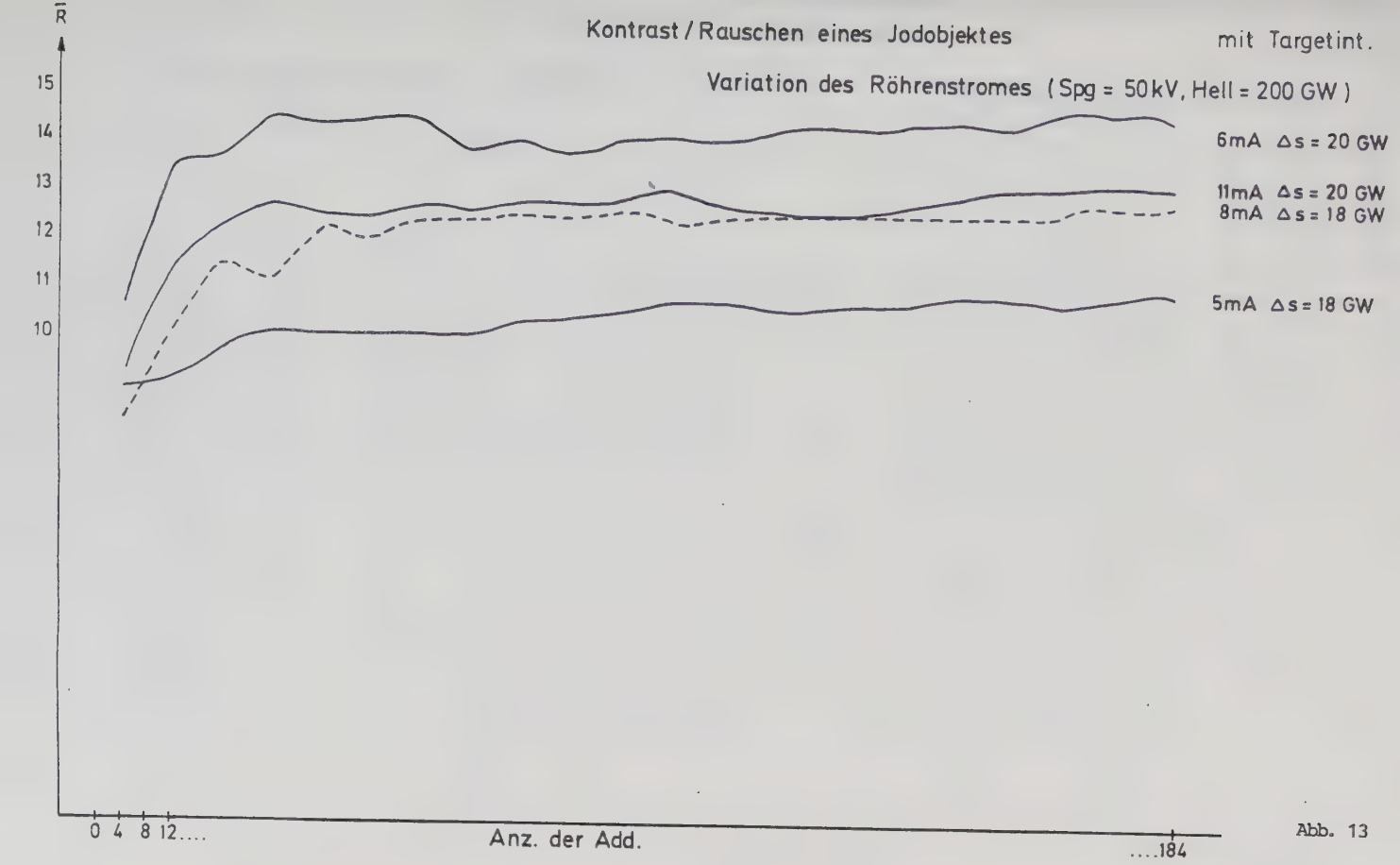

R̄
Kontrast / Rauschen eines Jodobjektes
mit Targetint.
Variation des Röhrenstromes (Spg = 50 kV, Hell = 200 GW)
15
14
13
12
11
10
6mA Δs = 20 GW
11mA Δs = 20 GW
8mA Δs = 18 GW
5mA Δs = 18 GW
0 4 8 12....
Anz. der Add.
....184

Abb. 13

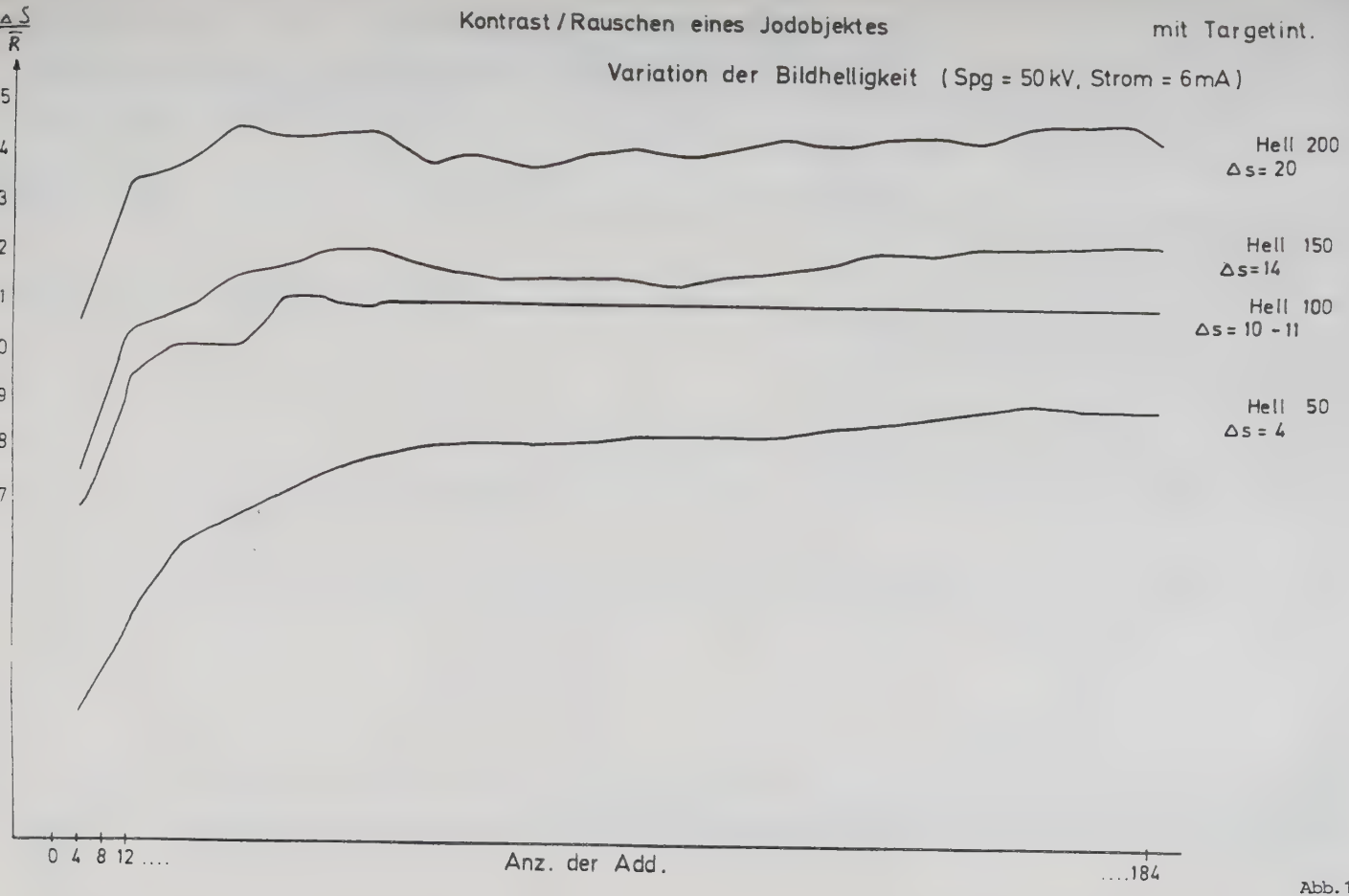

Kontrast / Rauschen eines Jodobjektes
mit Targetint.
Variation der Bildhelligkeit (Spg = 50 kV, Strom = 6 mA)
ΔS / R
5
4
3
2
1
0
9
8
7
Hell 200
Δs = 20
Hell 150
Δs = 14
Hell 100
Δs = 10 - 11
Hell 50
Δs = 4
0 4 8 12 ....
Anz. der Add.
....184

Abb. 14

Variation der Abbildungsgeometrie

- Abstand Objekt-Bildverstärker (Abb. 15)

Vergrößerung des Abstandes Bildverstärker-Patient verringert den Kontrastverlust durch Röntgenstreuung (3.1 /10/). Eine Abstandsvergrößerung des Jodphantomes vom Bildverstärker hinweg ergibt bei 50 cm eine Verbesserung von S/N um den Faktor 1.68, die alleine auf einer Erhöhung von ΔS beruht. Im Gegensatz zu $\bar{R}$ nach 4 Additionen zeigt sich nach 184 Additionen keinerlei Ansteigen der mittleren Rauschamplitude bei Variation des Abstandes.

- Abstand Röntgenröhre-Objekt (Objekt-BV-Abstand 30 cm konstant)

Eine Verkleinerung des Abstandes zur Röntgenröhre hat den Nachteil der größeren Röntgenverzeichnung (nicht ideal kleine Brennfleckgröße) und der steigenden geometrischen Vergrößerung des Objektes auf der BV-Oberfläche. Ebenso steigt aber die Möglichkeit einer weiteren Absenkung der Röhrenspannung. Bei einem Abstand von 55 cm (Röhre-Objekt) und einem Abstand von 30 cm zwischen Objekt und BV wird auf einer BV-Oberfläche von 25 cm noch eine Objektgröße abgebildet, die der eines menschlichen Schädels entspricht. Die Reduktion des Abstandes von 125 nach 55 cm bei dadurch möglicher Senkung der Spannung von 60 kV (5 mA) auf 50 kV (7.9 mA) ergibt für das Jodphantom eine Steigerung von S/N um einen Faktor von 1.45 (Abb. 16).

Vergleich verschiedener Bildverstärker (Abb. 17)

Es wurden die Signalrauschabstände für das Jodphantom an 4 verschiedenen Bildverstärkern der Fabrikate Philips und Siemens verglichen. Als Resultat soll lediglich festgehal-

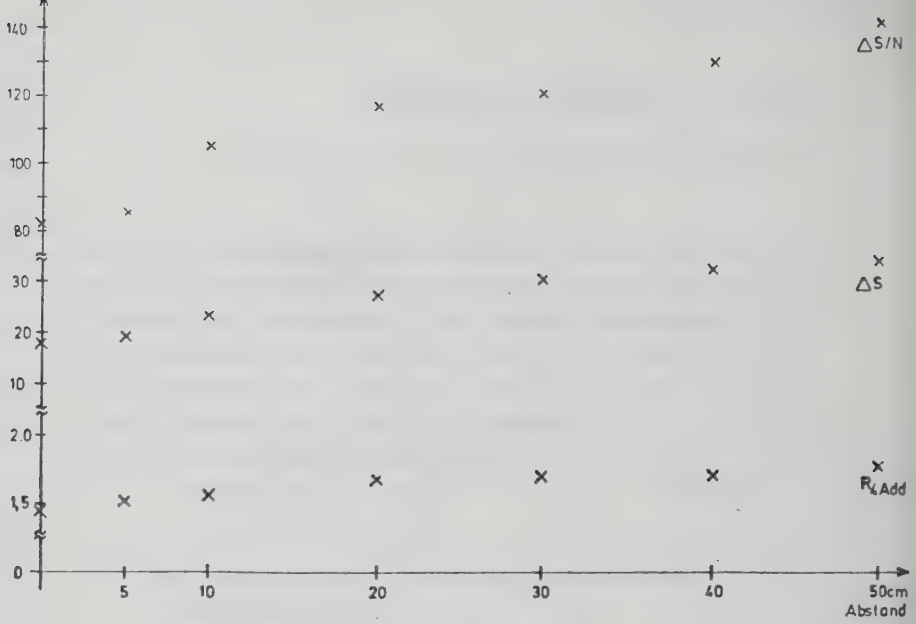


Abb 15: Abstand Objekt - Bildverstärker

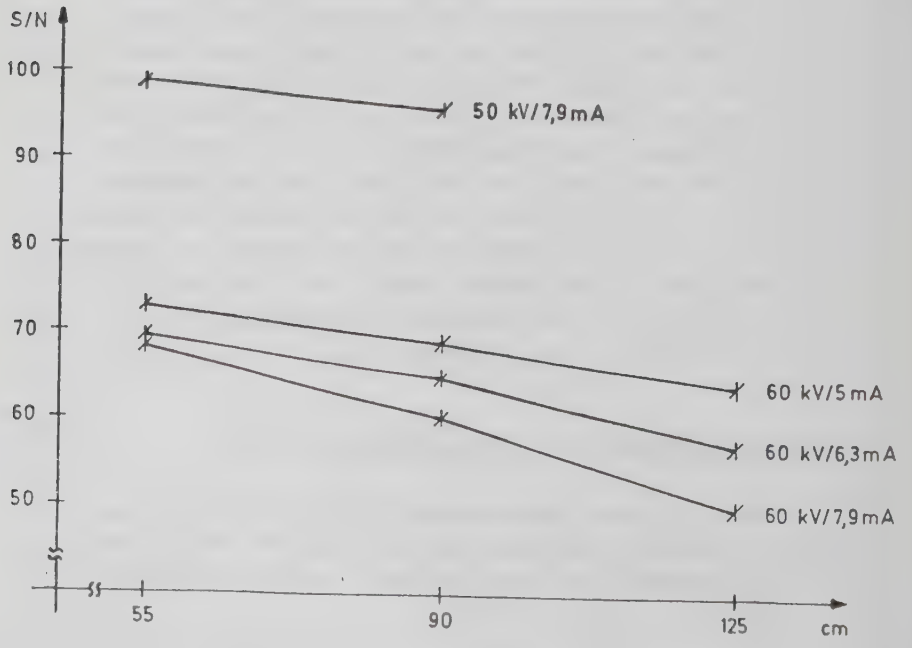


Abb 16: S/N bei Vergrößerung des Abstandes Röhre-Objekt

ten werden, daß zur Darstellung geringer Jodkontraste Bildverstärker mit hohem Konversionsfaktor die besseren Resultate erbringen. Eine doppelte Belegung des Eingangsschirmes (Siemens 2) ergab eine Steigerung von S/N um den Faktor 1.4 gegenüber einem BV mit einfacher Belegung (Siemens 1).

Für den Bildverstärker Siemens 2 ist ein Konversionsfaktor von 320, für Siemens 1 und 3 von 105 cd/(m^2/mR/sec) angegeben. Der schlechtere Signalrauschabstand für Siemens 3 konnte auf eine altersbedingt verminderte Verstärkung zurückgeführt werden. Der Philips-BV besitzt im Gegensatz zu den Aluminium-Eingangsschirmen (Siemens) ein Titan-Eingangsfenster und eine Glasfaseroptik auf der Ausgangsseite. Der gegenüber Siemens 2 geringere Konversionsfaktor von 210 cd/m^2/mR/sec) schlägt sich durch die Verwendung dieser Komponenten kaum nachteilig nieder, besonders im Hinblick darauf, daß eine dicke Belegung des Eingangsschirmes zum Erreichen von 320 cd/m^2/mR/sec) bisher zu Bildfehlern geführt hatte.

Zusammenfassung der Resultate zur Optimierung auf Jodkontraste:

Am Jodphantom ergibt sich das beste Signal/Rauschverhältnis nach Bildaddition durch:

1. Röntgenparameter

Geringe Röhrenspannung, niedrigen Röhrenstrom.

2. Videokamera

Hohe Hellaussteuerung, Targetintegration, lichtempfindliches Objektiv, lichtempfindliche Röhre (Chalnicon).

3. Abbildungsgeometrie

Größtmögliche Strahleneinblendung, Abstand Objekt-BV 30 cm, Abstand Röhre-Objekt möglichst gering.

4. Bildverstärker

Hoher Konversionsfaktor, Glasfiberoptik am Ausgangsfenster.

5. Streustrahlenraster

Durch einen Objekt-BV-Abstand von 30 cm wird ein besseres S/N erreicht als mit Verwendung eines Streustrahlenrasters ohne Objekt-BV-Distanz (Abb. 18).

6. Vorfilterung

Eine zusätzliche Vorfilterung der Röntgenstrahlung (4 mm Alu) senkt S/N.

7. Patientennahe/patientenferne Einblendung

Ergibt keine Änderung von S/N.

8. Eingangsverstärkung der Videokamera

Erhöhung der Eingangsverstärkung zur Möglichkeit der weiteren Absenkung der Röntgenenergie senkt S/N durch einen flacher werdenden Verlauf der γ-Kurve der Fernsehröhre bei geringem Lichteinfall.

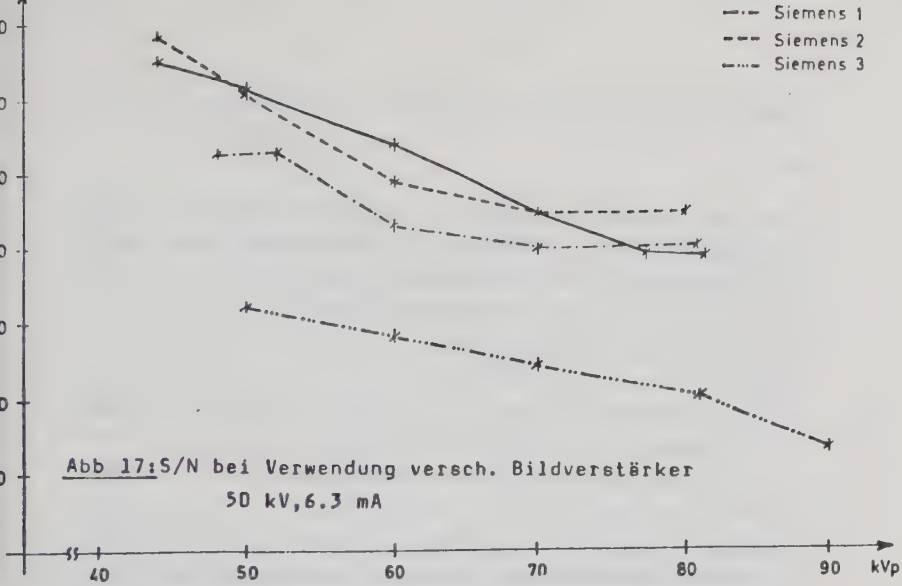
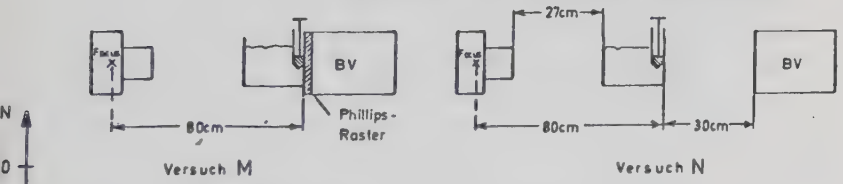


Abb 17: S/N bei Verwendung versch. Bildverstärker
50 kV, 6.3 mA



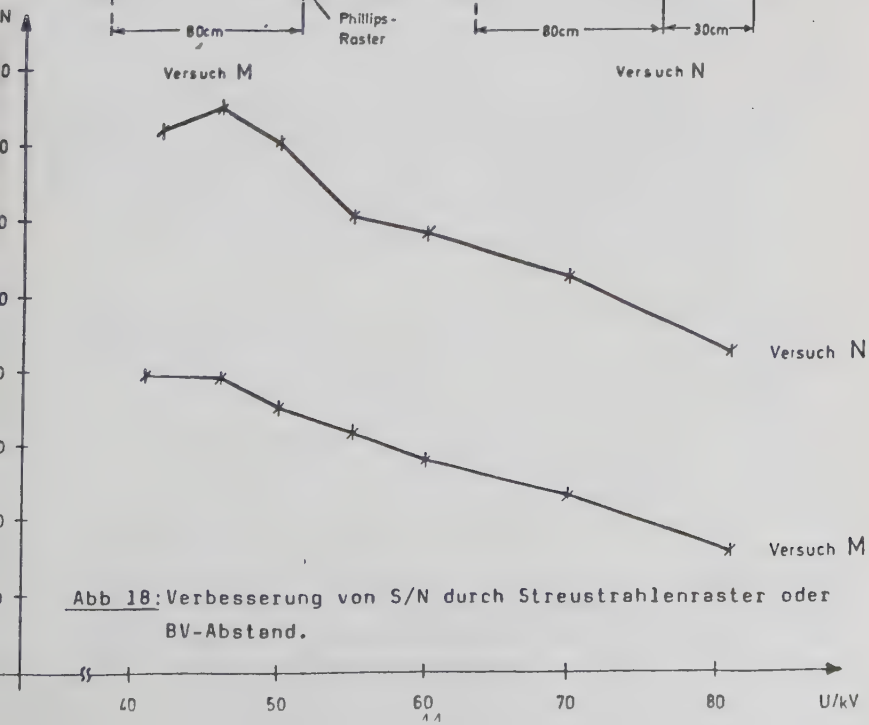


Abb 18: Verbesserung von S/N durch Streustrahlenraster oder BV-Abstand.

Bemerkung:

Zu 1.:

Eine Qualitätsverbesserung von Röntgenvideobildern nach Bildaddition durch Erhöhung der Strahlendosis über ein gewisses Maß hinaus (Röhrenstrom) ist nur begrenzt feststellbar (siehe auch Enzmann: 3.1 /15/).

Zu 2.:

Eine Bestätigung der Beobachtungen über Hellaussteuerung und Röntgenstreuung gibt Riederer (3.1 /12/).

Zu 4.:

Steigerung des Konversionsfaktors durch dickere Belegung des BV-Eingangsfensters führt zur Senkung der Modulationsübertragungsfunktion. Diese Tatsache kann für die beschriebene Anwendung vernachlässigt werden.

3.4 Rauschoptimierte und begrenzt bewegungstolerante Bildsubtraktion.

Bei unblutiger Fixierung des Schädels sind Bewegungen über einen Zeitraum von 20 Minuten kaum auszuschließen. Bewegungen, die durch Verschieben und Verdrehen bei der Subtraktion von Bildern eliminiert werden können, sind durch eine Fehlerquadratoptimierungsmethode erfaßbar. Dagegen müssen z.B. bei Lateralaufnahmen Drehungen des Kopfes um die Körperlängsachse oder zu den Schultern hin durch eine entsprechende Kopfhalterung verhindert werden, da Subtraktionsartefakte dieser Art derzeit noch nicht korrigierbar sind. Bilder einer Röntgenvideokette ohne rückgekoppelte Helligkeitsregelung über die Dosis (Röhrenstrom), können zu verschiedenen Zeitpunkten aufgenommen, unterschiedliche Helligkeiten haben. Bei Subtraktion ohne Helligkeitsausgleich ist erstens eine vollständige Elimination der Knochenstruktur nicht möglich und zweitens ein verschlechtertes Rauschverhalten des Resultatbildes durch Subtraktion ungleicher Rauschamplituden zu erwarten (s. Abb. 8 und 14).

Sei KM(x,y) ein Bild nach Gabe eines Kontrastmittels und HG(x,y) (= Hintergrund) ein Bild davor*, sei weiterhin:

k = Korrekturfaktor zur Helligkeitsangleichung
Δx, Δy = Verschiebungen in x,y-Richtung
α = Rotationswinkel um den Matrixmittelpunkt;

dann ist D(x,y) ein Differenzbild auf einem eingeschränkten Definitionsbereich für x,y.

$$D(x,y) = KM(x,y) - k \cdot HG(x',y'), \tag{8}$$

$$x' = x'' + \Delta x$$

$$y' = y'' + \Delta y \tag{9}$$

$$x'' = x \cdot \cos\alpha - y \cdot \sin\alpha$$

$$y'' = y \cdot \cos\alpha + x \cdot \sin\alpha \tag{10}$$

* Bild bedeutet fortan: Resultatbild nach einer Anzahl digitaler und analoger Additionen.

Erste Näherung durch Lösen einer Optimierungsaufgabe:

$$g(k, \Delta x, \Delta y, \alpha) = \sum_x \sum_y D(x,y)^2 \stackrel{!}{=} \text{Min} \qquad (11)$$

Die Lösung erfolgt wie später in Kapitel 4 durch einen Standardalgorithmus. Die Methode liefert durch die überlagerte starke Knochenreferenzstruktur gute Werte für Δx, Δy, α. Für sehr schwach angefärbte oder kleine Objekte ist k ebenfalls sehr genau bestimmbar. Färbt sich aber etwa ein großes Objekt stark an oder wird das Gesamtbild durch die Kontrastmittelanreicherung im Blut dunkler, ist ein zweiter Optimierungsschritt vorteilhaft, der insbesondere k bestimmt und evtl. Δx, Δy und α in engen Grenzen feinreguliert.

$$g(k, \Delta x, \Delta y, \alpha) = \sum_x \sum_y \left(\sum_{k=-2}^{+2} \sum_{L=-2}^{+2} (\bar{D}(x,y) - D(x+k, y+l))^2\right) \qquad (12)$$

$\bar{D}(x,y)$ = arithmetisches Mittel über eine Anzahl benachbarter Bildpunkte.

Die Feinregulierung über Minimierung der Differenzen von Nachbarpunkten des Resultatbildes nutzt vor allem die Tatsache aus, daß Schädelknochen viele und intensive Bildanteile gegenüber Tumorgewebe darstellen. Die größtenteils zusammenhängende Struktur von Tumorgewebe liefert nur an den Tumorgrenzen einen höheren Anteil an der Gesamtsumme der Differenzen. So erfolgt die Optimierung größtenteils über die Kanten der Knochenstruktur und über eine minimale Rauschamplitude im Resultatbild.

Behebung parasitärer Effekte zur Durchführung der Optimierung:

Während sich bei Subtraktion konstante Fehler des Abbildungssystems gegenseitig aufheben, ist dies nach Rotation oder Translation eines Bildes nicht mehr der Fall.

So ist eine sehr sensitive Optimierung nach (12) nur nach Befreiung von Abbildungsfehlern mindestens eines Bildes möglich. Bei dem gezeigten System wird bei der Adressierung des Bildspeichers durch ein schwankendes Potential das Ausgangssignal des A/D-Umsetzers statistisch gestört, so daß nach Addition vieler Bilder eine nur bei Grauwertspreizung sichtbare Rasterstruktur entsteht (Abb. 19, Teilbild 2). Vor Anwendung der Optimierung wird daher eine zweidimensionale Filterung im Frequenzbereich des Hintergrundbildes durchgeführt.

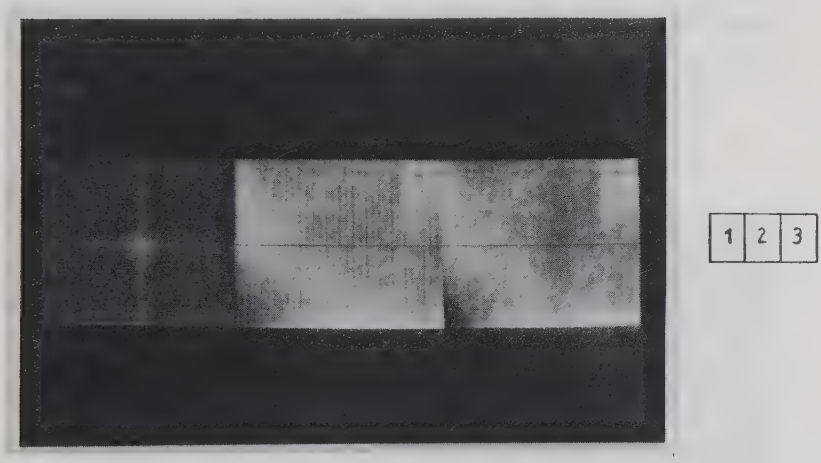


Abb. 19:

Abbildungsfehler nach starker Rauschminderung und Grauwertspreizung.

Teilbild 1: Leistungsspektrum eines Leerbildes mit Abbildungsfehlern.

Teilbild 2: Leerbild mit Abbildungsfehlern (Rasterstruktur).

Teilbild 3: Resultatbild nach Tiefpaßfilterung mit Hammingfenster und Interpolationen im Frequenzbereich nach inverser Transformation.

3.5 Resultate am Plexiglas- und Jodphantom.

Abbildung 20 zeigt das Resultat eines Plexiglasphantomversuches. Auf dem Boden eines Gefäßes mit 15 cm Wasser und einer Abdeckung von 0.8 cm PVC (zur Simulation der Strahlenaufhärtung durch Knochen) befindet sich eine Plexiglastreppe (1x2 cm) mit einer Stufe von 0.3 auf 0.5 mm Dicke. Die Messung desselben Phantoms am Computertomographen ergibt bei einer Einstellung von 125 kV 2x1140 mAsec einen Kontrast von 0.13% der 0.3 mm-Stufe zu ihrer Umgebung. Die in Abbildung 16 gezeigten Resultate sind mit der Videokette bei 90 und 70 kV und 2 mal 396 mAsec aufgenommen. Für das Plexiglasobjekt ergibt sich bei 90 kV-Röhrenspannung (links) eine bessere Kontrastauflösung als bei 70 kV (rechts).

Abb. 20:

Plexiglastreppe 0.3 auf 0.5 mm in 15 cm Wasser, 8 mm PVC mit (links) 90 kV und (rechts) 70 kV aufgenommen.

(0.5 mm = ▶▶ , 0.3 mm = ▶)

Im menschlichen Blut werden bei intravenöser Applikation Jodkonzentrationen von 10 ± 4.5 mg/ml erreicht (2.2 /34/). Eine grobe Abschätzung der Gesamtverdünnung von intravasalem Jod des Gesamthirns ergibt für 1400 g Hirnmasse und 75 ml Blutinhalt (3.2 /4/) ein Verhältnis von 1 g Jod zu 1866 g Hirngewebe. In Abbildung 21 ist das Ergebnis der Untersuchungsmethode an einem Jod/Wasserphantom dargestellt. Das Objekt (ϕ = 2 cm) befindet sich in 20 cm Wasser. Die Verdünnung beträgt 1 g Jod auf 3000 g Wasser. Das Phantom wurde mit einer Röhrenspannung von 50 kV und einem Röhrenstrom von 6 mA aufgenommen.

Die gemessene Strahlendosis an der Phantomoberfläche entsprechend der Hautdosis beim Menschen mit einer Aufnahmeserie von 66 sec, 50 kV, 6 mAsec wurde mit einer Ionisationskammer gemessen und betrug weniger als 0.4 R bei einem Fokusobjektabstand von 125 cm.

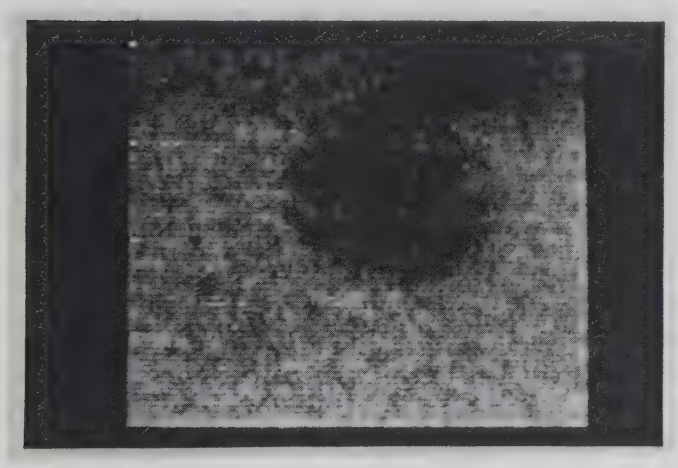


Abb. 21: Jodphantom: Kugel Ø = 2 cm in 20 cm Wasser, Konzentration 0.3 mg Jod/ml, 50 kV, 6 mAsec.

4. Extraktion von Objekten durch Filterung im Frequenzbereich von Röntgenbildern.

4.1 Herleitung der Filtermethode

4.1.1 Eindimensionale Signale und ihre Repräsentation im Frequenzbereich.

Sei $f_1, \ldots, f_N$ ein in N Punkten digital äquidistant abgetastetes positives und reelles Signal und F' die diskrete Fouriertransformation (DFT) dieses Signales.

$$F' = \left\{ (a_i, b_i) \;/\; i = 0, \ldots N/2 \right\}$$

in Polarkoordinaten:

$$* \quad F' = \left\{ (A_i, \phi_i) \;/\; A_i = \sqrt{a_i^2 + b_i^2} \;, \quad \phi_i = \arctan (b_i/a_i) \right\}$$

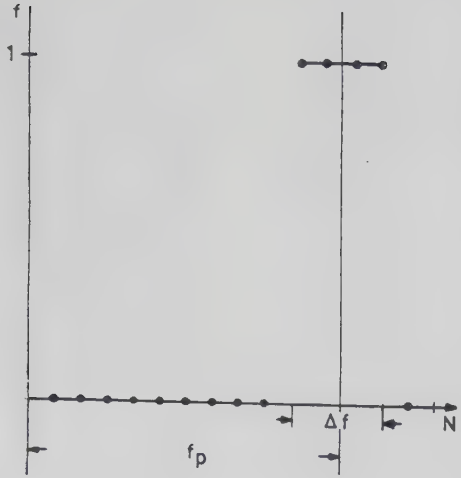
$$\phi_0 = 0$$

Abbildung 22 zeigt ein Rechtecksignal im Zeit(Orts-)Bereich und die Repräsentation im Frequenzbereich.

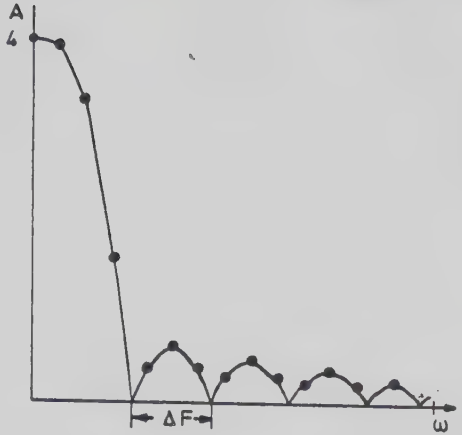
4.1.1.1 Lage eines Signales aus der Phase der Fouriertransformation

Im Leistungsspektrum der DFT eines Signals sind Charakteristika über die Gestalt, nicht aber über die Lage, im Zeitbereich enthalten (Shift-Invarianzeigenschaft der Fouriertransformation). Gleichzeitig ist in der Phase der DFT nicht nur die einzige Information über die Signallage, sondern darüberhinaus auch wichtigere Information über die Signalform als im Leistungsspektrum enthalten (4. /7,9,13/).

* Reelle Zahlen mod 2π bilden bezüglich Division keinen Zahlenkörper. Solange keine Divisionen von Phasen benötigt werden, genügt der Arcustangens zur Darstellung der Phase.



Zeitbereich



$\Delta F = \left(N/\Delta f\right)$

Leistungsspektrum

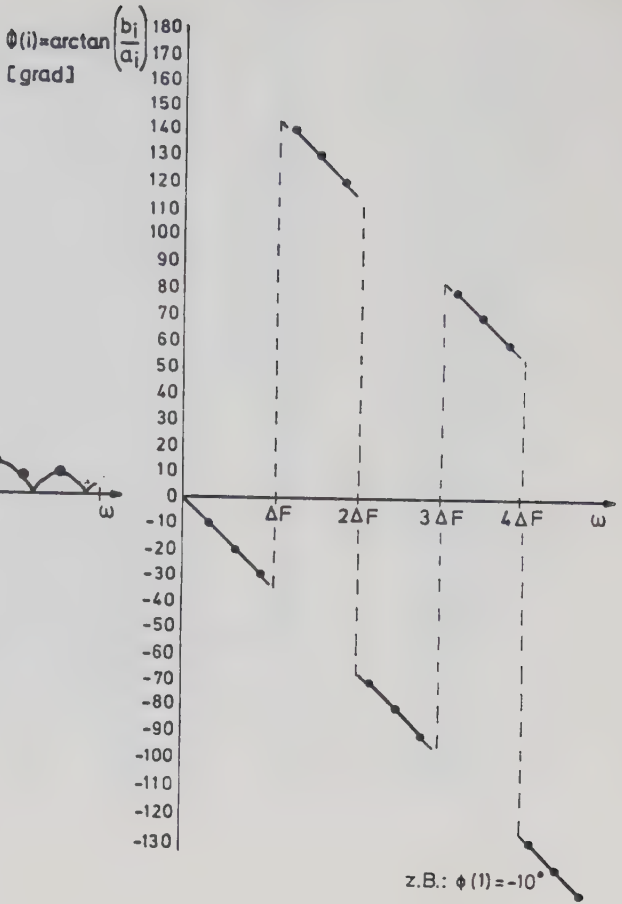


Abb22

Die Lage eines unverrauschten Signals ist aus der Phase des ersten Fourierkoeffizienten ermittelbar und die Phase der folgenden Koeffizienten sind in ihrem Beitrag zur Impulsform und Impulslage zerlegbar.

Phase des 1. Koeffizienten:

$$\varphi_1 = \arctan\left({}^{b_1}/_{a_1}\right) = \arctan \frac{\sum_{i=1}^{N} (f_i - \Delta \cdot \sin(i \cdot \omega))}{\sum_{i=1}^{N} (f_i - \Delta \cdot \cos(i \cdot \omega))} \qquad (13)$$

$$\text{mit } \omega = \frac{2\pi}{N}$$

Def.: Der Symmetriepunkt eines Signals sei das Δ, für welches gilt:

$$/\varphi_1/ = \min$$

(für kontinuierliche Signale muß gelten $/\varphi_1/ = 0$)

Für einen Diracstoß ist genau die Lage des Impulses im Ortsbereich, für das Rechteck aus Abbildung 22 ist $\Delta = f_p$.

Sei $f_1, \ldots, f_N$ ein Signal mit Symmetriepunkt $\Delta = 0$ und F_i die DFT in Polarkoordinaten:

$$F_i = A_i \cdot e^{-j\Psi_i} \quad \text{mit} \quad \Psi_1 = 0$$

dann sind die Fourierkoeffizienten des um m Punkte verschobenen Signals:

$$F'_i = A_i \cdot e^{-j(\Psi_i + i \cdot m \cdot \omega)} \qquad \text{(Verschiebesatz)} \qquad (14)$$

Bezeichnet man $\Psi_i + i \cdot m \cdot \omega$ mit φ_i, dann gilt mit $\Psi_1 = 0$

$$\varphi_1 = m \cdot \omega$$

und $$\varphi_i = \Psi_i + i \cdot \varphi_1 \qquad (15)$$

Daraus resultiert:

Das Signal ist rekonstruierbar aus (A_i, Ψ_i), $i = 0, \ldots N/2$ nach inverser DFT. Durch Variation von $0 \leq \phi_1 \leq 2\pi$ kann das Signal über den Zeitbereich verschoben werden, nachdem alle ϕ_i mit (15) aus ϕ_1 berechnet sind.

4.1.1.2 Signale mit additiv überlagertem unbekannten Hintergrundsignal.

Additionen von Signalen im Zeit(Orts-)Bereich resultieren in komplexen Additionen ihrer Fourierkoeffizienten im Frequenzbereich. Es kann für diesen Fall gezeigt werden, daß die Trennung eines Signals von einem beliebigen Hintergrundsignal möglich ist, wenn von beiden die genauen Leistungsspektren und von dem gesuchten Signal die Folge bekannt ist. Die Lösung erfolgt durch wiederholte Anwendung des Cosinussatzes auf die Leistungsspektren von Signal und Hintergrund und das ihrer Addition. Zusammen mit der Phase der Addition und der Folge des gesuchten Signals ergibt sich eine Lösung für das ϕ_1 des Objektes*.

Im Falle eines Rauschhintergrundes hat dessen Fouriertransformierte nur eine statistische Aussage, und eine geschlossene Lösung ist nicht möglich. Ist ein überlagertes Hintergrundsignal von der Art, daß sowohl Leistungsspektrum und Phase bezüglich eines durch seine Folge (A_i, Ψ_i) definierten Signals eine nahezu nichtdeterministische Struktur besitzen, so bieten Kreuzkorrelation und Ausgleichsrechnung mit Fehlerquadratminimierung Möglichkeiten der Erkennung eines Signales trotz starker Überlagerung.

* Ausnahme: Überlagerung zweier Signale mit gleicher Folge Ψ_i.

Ausgleichsrechnung mit Fehlerquadratminimierung

Seien F^O und F^{OH} die Fouriertransformierten von Signalen, genannt "Objekt" und "Objekt plus Hintergrund".

$$\sum_i // F_i^{OH} - F_i^O // \stackrel{!}{=} \min \qquad (16)$$

Fehlerquadratminimum:

$$\sum_i (R_e^{OH} - R_e^O)^2 + (Im^{OH} - Im^O)^2 \stackrel{!}{=} \min \qquad (17)$$

$$\sum_i (A_i^{OH} \cdot \sin \varphi_i^{OH} - (A_i^O \cdot \sin \varphi_i^O))^2 + (A_i^{OH} \cdot \cos \varphi_i^{OH} - (A_i^O \cdot \cos \varphi_i^O))^2 = \min \qquad (18)$$

Da $A_i^{OH} \cdot \sin \varphi_i = b_i^{OH}$ und $A_i^{OH} \cdot \cos \varphi_i = a_i^{OH}$ ist,

kann (18) unter Anwendung von (15) als nichtlineares Optimierungsproblem mit den Variablen φ_1, k und s geschrieben werden:

$$g(\varphi_1^O, k, s) = \sum (b_i^{OH} - k \cdot A_j^O \cdot \sin(j \cdot \varphi_1^O + \Psi_j^O))^2 + (a_i^{OH} - k \cdot A_j^O \cdot \cos(j \cdot \varphi_1^O + \Psi_j^O))^2 = \min \qquad (19)$$

Die Variable k berücksichtigt die im allgemeinen unbekannte Intensität des gesuchten Signales, s steht für eine mögliche Skalierungsvarianz unter Berücksichtigung einer nur begrenzt bekannten Objektgröße.

$$j = s \cdot i \ ^*$$

Die Lösung der Minimierungsaufgabe kann durch einen Standardalgorithmus für nichtlineare Optimierung geschehen (z.B. "Stepit", Autor: J. P. Chandler, Dept. of Chemistry, Indiana University, Bloomington, Indiana).

* Die notwendig werdende Interpolation von Koeffizienten bei nicht ganzzahligen Indizes wird im Kapitel 4.1.2.3 behandelt.

4.1.1.3 Filteralgorithmus für eindimensionale Signale

Nachdem die Parameter k, ϕ_1^O, s nach 4.1.1.2 bestimmt sind, werden Leistungsspektrum und Phase des resultierenden Signals berechnet:

a) Leistungsspektrum

$$A_i' = (1-h) \cdot A_i^{OH} + h \cdot k \cdot A_i''^{O} \quad i = 0, \ldots, N/2 \tag{20}$$

$0 \leq h \leq 1$ gibt an, zu welchem Teil das Resultatspektrum aus dem des gesuchten Objektes bestehen soll.

$A_i''^{O}$ ist je nach Größe von $1-\Delta s \leq s \leq 1+\Delta s$ ein aus A_i^O interpolativ bestimmtes, über die Zeitachse entweder komprimiertes oder expandiertes Spektrum (Δs = vorgegebene Variationstoleranz).

b) Phase

$$\phi_i^{soll} = i \cdot \phi_1^O + \Psi_i^{O''} \quad i = 1, \ldots, N/2$$

$\Psi_i^{O''}$ ist analog zu $A_i''^{O}$, expandiert oder komprimiert aus Ψ_i^O berechnet.

$$* \quad \phi'_i = \begin{cases} \phi_i^{OH}, \text{ falls } \omega abs\,(\phi_i^{soll}, \phi_i^{OH}) \leq Tol \\ \begin{cases} \phi_i^{soll} + Tol, \text{ falls } \omega abs\,(\phi_i^{soll}+Tol, \phi_i^{OH}) \\ \qquad\qquad \leq abs\,(\phi_i^{soll}-Tol, \phi_i^{OH}) \\ \phi_i^{soll} - Tol \quad \text{anderenfalls} \end{cases} \end{cases} \tag{21}$$

Tol sei eine wählbare Toleranzgrenze, $\omega abs(\alpha,\beta)$ ist der Absolutwert der Differenz zweier Winkel α und β.

Anschließend inverse DFT von (A_i', ϕ_i'), $i = 0, \ldots N/2$ zurück in den Zeitbereich.

Bemerkung:

Ebenso wie Klippen von Phasen bei einer Toleranzüberschreitung ist eine Schwächung der jeweiligen Amplituden um einen Faktor denkbar, dessen Höhe abhängig von der Höhe der Überschreitung ist.

4.1.1.4 Anwendungsbeispiel für eindimensionale Filterung

Rauschsignal

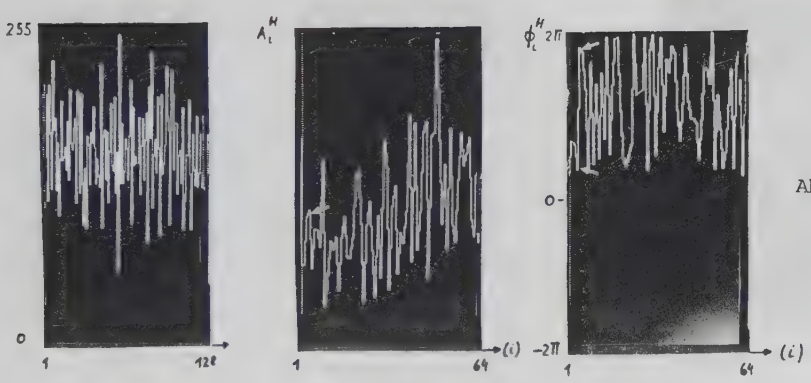
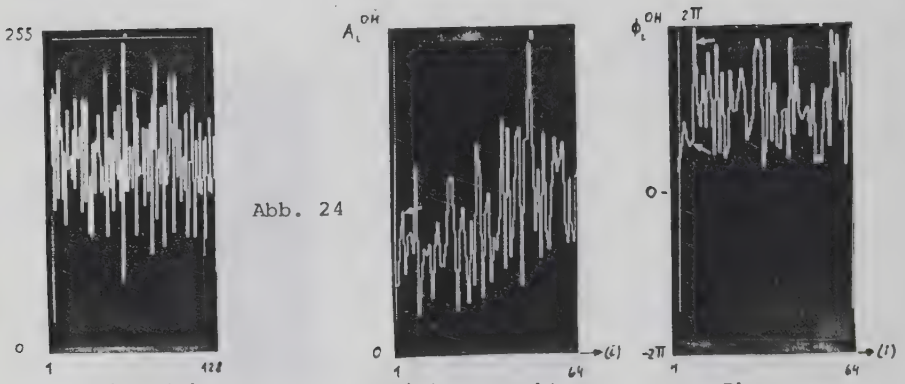


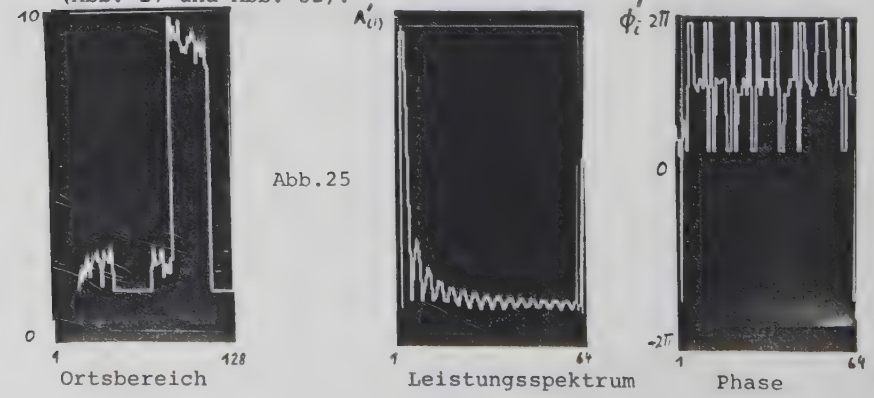
Abb. 23

Ortsbereich Leistungsspektrum Phase

Abbildung 23 zeigt ein Rauschsignal mit einer mittleren Rauschamplitude von 41 Grauwerten (GW) im Orts- und Fourierbereich. In Abbildung 24 ist auf dasselbe Signal ein Rechteckimpuls von 5 GW auf die Abtastwerte 70 bis 99 aufaddiert. Man beachte, daß vom subjektiven Eindruck her im Ortsbereich keinerlei, im Leistungsspektrum kaum, dagegen in der Phase wesentliche Veränderungen (Pfeile) auftreten.



In Abbildung 25 ist das Ergebnis nach Filterung mit den Parametern Tol = 20° und h = 1 gezeigt. Tol = 0 und h = 1 würde eine exakte Rekonstruktion des Signals, Tol = 180° und h = 0 wieder das Signal mit addiertem Rauschhintergrund (Abb. 24) ergeben. Beispiele für verschiedene Variationen von Tol und h sind für den zweidimensionalen Fall gegeben (Abb. 27 und Abb. 32).



4.1.2 Bildsignale und ihre Repräsentation im Frequenzbereich.

4.1.2.1 Lage eines Objektes aus der Phase der Fouriertransformierten.

Sei $f(x,y)$, $x,y = 1, \ldots, N$ ein reelles digitales Bildsignal und $F(\mu,u)$, $\mu,u=0, \ldots, N$ die komplexe Matrix der zweidimensionalen diskreten Fouriertransformation. Wie im eindimensionalen Falle sei $A_{\mu,u}$, $\phi_{\mu,u}$ das Leistungsspektrum und die Phase der Transformierten. Je nach verwendetem Algorithmus für die zweidimensionale DFT muß F so umgeordnet werden, daß $A_{0,0}$, $\phi_{0,0}$ den Matrixmittelpunkt (Position $(\mu,u) = (N/2+1, N/2+1)$ darstellen.

		$\phi_{3,0}$		
		$\phi_{2,0}$		
		$\phi_{1,0}$		
$\phi_{0,-2}$	$\phi_{0,-1}$	$\phi_{0,0}$	$\phi_{0,1}$	$\phi_{0,2}$ $\phi_{0,3}$
		$\phi_{-1,0}$		
		$\phi_{-2,0}$		
		$\phi_{-3,0}$		

Normalisierung der Phase im zweidimensionalen Frequenzbereich (Lagenormierung)

Sei x die Horizontal-, y die Vertikalposition des Symmetriepunktes (analog 1.-dim.) eines Objektes.

Behauptung:

$\varphi_{1,0}$ beschreibt die Vertikalposition y unabhängig von der Horizontalposition x und umgekehrt.

$$\varphi_{k,l} = \frac{b_{k,l}}{a_{k,l}} = \arctan \frac{\sum_j \sum_i f_{i-y,j-x} \cdot \sin((k \cdot i + l \cdot j) \cdot \omega)}{\sum_j \sum_i f_{i-y,j-x} \cdot \cos((k \cdot i + l \cdot j) \cdot \omega)} \tag{22}$$

$$\varphi_{1,0} = \arctan \frac{b_{1,0}}{a_{1,0}} = \arctan \frac{\sum_j \sum_i f_{i-y,j-x} \cdot \sin(i \cdot \omega)}{\sum_j \sum_i f_{i-y,j-x} \cdot \cos(i \cdot \omega)} \tag{23}$$

$$= \arctan \frac{\sum_i \sin(i \cdot \omega) \cdot \sum_j f_{i-y,j-x}}{\sum_i \cos(i \cdot \omega) \cdot \sum_j f_{i-y,j-x}} \tag{24}$$

ist unabhängig von der Horizontalposition x, da x lediglich die Reihenfolge hinter den zweiten Summationszeichen bestimmt, dessen Resultat aber unverändert läßt.

Sei $F^O_{k,l}$ die Transformation eines phasennormalisierten Objektes (analog zum 1.-dim. Fall)

$$F^O_{k,l} = /F^O_{k,l}/ \cdot e^{-j\omega \Psi_{k,l}} \qquad \Psi_{1,0} = \Psi_{0,1} = 0 \tag{25}$$

Dann sind die Koeffizienten eines um m,n verschobenen Objektes

$$F^O_{k,l} = /F^O_{k,l}/ \cdot e^{-j\omega \cdot \varphi_{k,l}} \tag{26}$$

mit $\varphi_{k,l} = \Psi_{k,l} + k \cdot m + l \cdot n$ (analog dem eindimensionalen Fall)

4.1.2.2 Bestimmung von Lage, Skalierung und Drehwinkel durch Fehlerminimierung im Fourierbereich und Filterung.

Eine Fehlerquadratminimierung auf dem ersten Quadranten der Fouriertransformierten des Musterobjektes und des zu bearbeitenden Bildes geschieht wie folgt:

$$g(\phi_{1,0},\phi_{0,1},k,s_H,s_V,\alpha) =$$

$$\sum_{i=1}^{N/2}\sum_{j=1}^{N/2}((b_{ij}^{OH}-k\cdot/F^{*}_{i',j'},/\cdot\sin(t+\Psi^{*}_{i',j'}))^2 \qquad (27)$$

$$+((a_{ij}^{OH}-k\cdot/F^{*}_{i',j'},/\cdot\cos(t+\Psi^{*}_{i',j'}))^2)$$

Dabei wird die Translation des Objektes repräsentiert durch:

$$t = (i\cdot\phi_{1,0} + j\cdot\phi_{0,1}) \qquad (28)$$

Die Rotation um einen Winkel α ist berücksichtigt in:

$$\begin{aligned} i' &= i''\cdot\cos\alpha + j''\cdot\sin\alpha \\ j' &= j''\cdot\cos\alpha - i''\cdot\sin\alpha \end{aligned} \qquad (29)$$

Die Skalierung des Objektes ist enthalten in:

$$i'' = s_H\cdot i \qquad j'' = s_V\cdot j \qquad (30)$$

Während die Indizes i, j ganze Zahlen sind, werden i', j', i**, j'' durch Rotation und Skalierung reellwertig. Aus diesem Grunde werden die benötigten Matrixelemente $F^{*}_{i',j'}$ und $\Psi_{i',j'}$ aus der Interpolation von 4 Nachbarelementen der DFT des Musterobjektes bestimmt (nächster Unterabschnitt).

Die eigentliche Filterung findet im Anschluß an die Lösung der obigen Fehlerminimierungsaufgabe statt und geschieht genau analog dem eindimensionalen Fall, indem ein Leistungsspektrum errechnet wird, das aus gewichteten Anteilen dem des Bildes und dem des (evtl. rotierten und skalierten) Musterobjektes besteht. Die resultierende Phase ergibt sich ebenso wie im eindimensionalen Fall (4.1.1.3) aus der Phase des Bildes, wenn sie in einem vorgegebenen Toleranzband um $\Psi^*_{i',j'}$ liegt, anderenfalls wird sie auf die überschrittene Toleranzgrenze gesetzt.

4.1.2.3 Interpolationen im Frequenzbereich

Durch Rotation und Skalierung der DFT treten nichtganzzahlige Indizes der Koeffizienten auf. Während im Leistungsspektrum Interpolationen gute Approximationen der gesuchten Leistungen darstellen und deswegen auch in der Praxis angewandt werden (4. /26/), treten bei Interpolationen der aus der arctan-Funktion gewonnenen Phase Fehler an sogenannten Phasensprüngen auf. Solche Phasensprünge entstehen oft in der Nähe von 2π, wo ein etwa monoton steigender Phasenverlauf durch die "mod 2π -Eigenschaft" der arctan-Funktion um 2π vermindert weiterverläuft. Experimentell zeigen sich bei Interpolationen in diesen Bereichen bei Rücktransformation Artefakte, die oft bis zur völligen Bildverstümmelung führen (4. /31/).

Dagegen sind Interpolationen in karthesischen Koordinaten weniger fehlerbehaftet. Besonders bei isoliert betrachteten Objekten (Nullhintergrund) und durchgeführter Lagenormierung ($\phi_{1,0} = \phi_{0,1} = 0$) entstehen nur kleine Fehler zwischen idealen und interpolativ bestimmten Fourierkoeffizienten. Herleitungen und Beispiele zu diesem Thema sind in 4. /31/ gegeben. Ebenso ist in dieser Arbeit gezeigt, daß der Interpolationsfehler mit fallender Objektgröße abnimmt.

Beispiele für Filterungen mit Lage- und Intensitätsbestimmung

Das erste Beispiel (Abb. 26) demonstriert die Fähigkeit des Verfahrens, ein in seiner Intensität bis um den Faktor 15 unter einem additiv überlagerten Rauschhintergrund liegendes Objekt zu lokalisieren, wenn eine gute Kenntnis davon existiert (Form, Skalierung, Drehung bekannt; Lage, Intensität unbekannt).

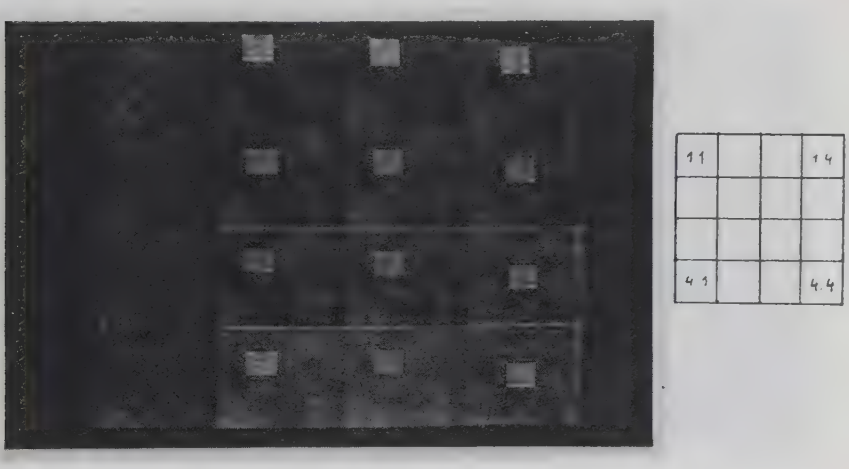


Abb. 26:

Extraktion eines bekannten Würfels aus einem Rauschhintergrund mit mittlerer Rauschamplitude von 45 Grauwerten.

1.1 bis 4.1 Bilder mit Würfel der Intensitäten 20,10,5,3 GW

1.2 bis 1.4
2.2 bis 2.4 Fehlerminimierung für N = 3,10,20 Fourier-
3.2 bis 3.4 koeffizienten
4.2 bis 4.4

Anmerkung:

Alle in diesem Kapitel gezeigten Abbildungen bestehen aus Teilbildern der Größe 128 x 128 Abtastwerte. Die dazugehörigen Fouriertransformierten haben ebenfalls die Größe 128 x 128 komplex.

Abbildung 26 zeigt das Ergebnis der Extraktion eines Würfels aus einem Rauschbild. Von links nach rechts wurde die Anzahl der betrachteten Fourierkoeffizienten erhöht. Eine Kontrolle der Lage ergibt, daß die Methode dann richtig konvergiert, wenn die Optimierung in dem Bereich der Fouriertransformierten stattfindet, wo die Leistung des Objektes gegenüber der des Rauschens die günstigste Relation hat (vgl. Leistungsspektren Abb. 24 und 25). Das Konvergenzverhalten ist ausführlich in 4.2 geschildert.

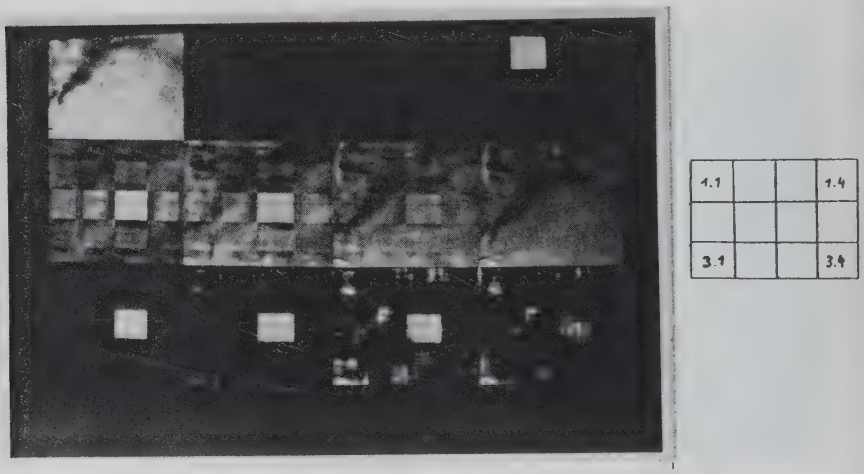


Abb. 27:

Filterergebnisse bei Veränderung von Tol und h bei Anwesenheit von starken Fremdobjekten
(S/N_{fremd} = 3, S/N_{Obj} = 0.45).

1.1 Ausgangsbild $\bar{R}$ = 45 GW, Würfelintensität = 20 GW
1.4 Musterobjekt
2.1 - 2.4 Amplitude von 1.1 Phase Tol: 0°,50°,90°,180°
3.1 - 3.4 Amplitude des Würfels, Phase Tol: 0°,50°,90°,180°

Abbildung 27 zeigt Filterergebnisse in Abhängigkeit von den Parametern Tol und h. Das Originalbild (Ausschn. 1.1) ist eine Subtraktionsaufnahme nach der in Kapitel 3 beschriebenen Methode und zeigt Stellen starker Jodanreicherung. In dieser Aufnahme ist eine Würfelstruktur der Intensität 20 GW hineinaddiert. Die Dynamik der Jodanreicherungsstellen (dunkle Regionen) bezogen auf die graue Bildmitte ist 7 mal höher als die des gesuchten Würfels. Die mittlere Rauschamplitude beträgt 45 GW. Die Betrachtung des Teilbildes 2.1 bestätigt den höheren Informationsgehalt der Phase gegenüber der Amplitude bei der Bildrekonstruktion. Teilbild 2.1 besitzt das Leistungsspektrum des Originalbildes und die Phase des Würfels. Trotz starker Bildverstümmelung bleibt der Eindruck der Würfelstruktur dominant gegenüber dem des Originalbildes. Durch die Wahl von h = 1 und Tol = 0 (Teilbild 3.1) erscheint das vorgegebene Musterobjekt in der ermittelten Lage, Position, Größe und Intensität. Dies kann dann wünschenswert sein, wenn die Gestalt des gesuchten Objektes exakt bekannt ist. In Abschnitt 4.4 wird gezeigt, wie durch vorsichtige Wahl von Tol und h auch eine Anhebung von Objekten gelingt, deren Form nur approximativ bekannt ist.

4.2 Konvergenzverhalten der Fehlerminimierung

4.2.1 Vorwissen über interessierende Objekte und Restriktionen

Es ist sinnvoll und bei steigendem Schwierigkeitsgrad der Extraktionsaufgabe notwendig, so viel wie möglich Vorwissen über die Art gesuchter Objekte einzubringen.

a) Form:

Die approximative Form des Objektes wird als ein gegenüber seiner Umgebung isoliertes Grauwertbild (Randzone = 0) in Form einer Matrix vorgegeben. Die Vorgabe soll in einem gewissen Größenbereich erfolgen (Unterabschnitt 4.2.4).

b) Helligkeit gegenüber dem Hintergrund:

Im allgemeinen ist es möglich, eine Restriktion bezüglich $K \leqq 0$ oder $K \geqq 0$ anzugeben. Im Falle der gewünschten medizinischen Anwendung ist eine Einschränkung auf ein Intervall $0 \leqq U_s \leqq K \leqq O_s$ möglich (U_s, O_s = untere und obere Schranke).

c) Skalierungs- und Rotationsintervall:

Die Skalierungsfaktoren S_H, S_V sollten das Intervall (0.8 - 1.2) nicht überschreiten. Das Rotationsintervall ist oft leicht einzuschränken. Wenn das nicht möglich ist, kann die Weite der initialisierenden Iterationsschritte dadurch ausgerichtet werden.

d) Eingrenzung der Lage des Objektes:

Neben einer evtl. anwendungsorientiert möglichen Begrenzung des Definitionsbereiches für $\emptyset_{0,1}$ und $\emptyset_{1,0}$ muß eine Begrenzung darauf erfolgen, daß ausgeschlossen bleibt, daß Teile des Objektes über den Bildrand ragen können. Die Eigenschaft der periodischen Fortsetzung der Fouriertransformierten würde diesen Teil auf der gegenüberliegenden Seite erscheinen lassen.

e) Suche immer nur nach einem einzigen zusammenhängenden Objekt:

Die Leistungsspektren dieser Objekte haben Eigenschaften, die in 4.2.3 genutzt werden. Sind mehrere Objekte vorhanden, so kann die Filterung nach Löschen bereits gefundener Objekte wiederholt oder vorher eine Segmentierung vorgenommen werden.

4.2.2 Fehlerminimierung auf verschiedenen Quadranten der Fouriertransformierten.

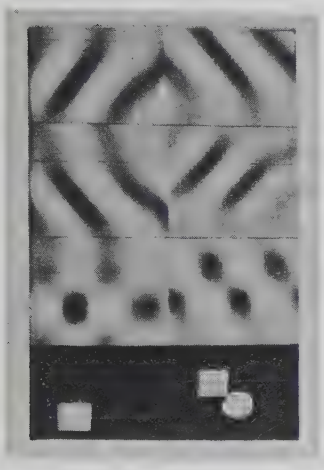


Bild 1 Bild 2

1.1 und 1.2 Opt. 1. Quadrant
2.1 und 2.2 Opt. 2. Quadrant
3.1 und 3.2 Opt. 1.u.2. Quadr.
4.1 und 4.2 Originalbilder

Abb. 28:
Fehlerquadratdarstellung bei einem Würfel als Musterobjekt und n = 5 Fourierkoeffizienten.

Ordnet man der Funktion g ($\phi_{1,0}$, $\phi_{0,1}$, k, s_H, s_V, α) in Gleichung (27) Grauwerte zu, so entstehen in Abhängigkeit von der Veränderung der 6 Variablen in der bildlichen Darstellung dunkle Regionen bei geringem und helle Regionen bei hohem Fehlerquadrat. In Abbildung 28 sind deshalb oberhalb der beiden zu untersuchenden Bilder (4.1 und 4.2) die

entsprechenden Fehlerquadratdarstellungen bei Operation auf verschiedenen Quadranten gezeigt. Dabei ist k, = s_H, s_V = 1 und α = 0° gesetzt und die Fehlerfunktion für alle $\emptyset_{1,0}$ (horizontal) und $\emptyset_{0,1}$ (vertikal) entsprechend der Lage des Symmetriepunktes des Musterobjektes "Würfel" errechnet und als Grauwert dargestellt. In allen Fällen sind mehrere lokale Minima vorhanden, die auch nach der im nächsten Unterabschnitt getroffenen Maßnahme in verminderter Stärke verbleiben, so daß der Optimierungsalgorithmus dafür ausgelegt sein muß, das absolute Minimum in dem vorgegebenen Definitionsbereich zu finden. Dies ist insbesondere dann nötig, wenn mehrere nicht sehr verschiedene Objekte gleichzeitig im Bild vorhanden sind.

Bei Optimierung auf den beiden ersten Quadranten zeigen die Minima bei Anwesenheit eines in Helligkeit und Größe gleichstarken Fremdobjektes einen Unterschied von 27 % an der richtigen Stelle, während bei Betrachtung nur eines Quadranten nahezu gleichstarke Minima entstehen.

4.2.3 Gewichtung der Fehlerquadrate mit dem Leistungsspektrum des gesuchten Objektes.

In Abbildung 28 ist festzustellen, daß Nebentäler zu dem absoluten Minimum innerhalb des Definitionsbereiches einen seitlichen Abstand zueinander haben, der vorwiegend von der Periode der ersten Koeffizienten bestimmt wird. Diese Überbetonung des Gesamtfehlerquadrates durch Koeffizienten niedriger Frequenzen ist abhängig von der Form der Leistungsspektren. Die Fouriertransformierten von isolierten Objekten haben Leistungsspektren, die mit steigender Frequenz rasch abnehmen. So entstehen sehr viel größere Anteile am Gesamtfehler bei niedrigen als bei hohen Frequenzen. Eine umgekehrte Gewichtung des Gesamtfehlerquadrates anhand der Leistungsspektren gesuchter Objekte ergibt ein besseres Optimierungsergebnis.

So wird aus Gleichung (27) für eine Optimierung auf den ersten beiden Quadranten für eine begrenzte Anzahl von Koeffizienten n:

$$g\,(\varphi_{1,0},\ \varphi_{0,1},\ k,\ s_H,\ s_V,\ \alpha) =$$

$$\sum_{i=2}^{n} \sum_{\substack{j=-n \\ j \neq -1,0,1}}^{n} ((\ldots \sin \ldots)^2 + (\ldots \cos)^2) \cdot f_{Gew} ,$$

$$\text{mit } f_{Gew} = 1 - A^{O}_{ij} \,/\, A^{O}_{00}$$

Abbildung 29 zeigt die Fehlerquadratdarstellung, wenn zwei nicht sehr verschiedene Objekte gleichzeitig im Bild vorhanden und von einem starken Rauschhintergrund überlagert sind (Position der Objekte wie in Abb. 28, 4.3, Additionsbild mit Rauschen siehe Abb. 31, Teilbild 1.2).

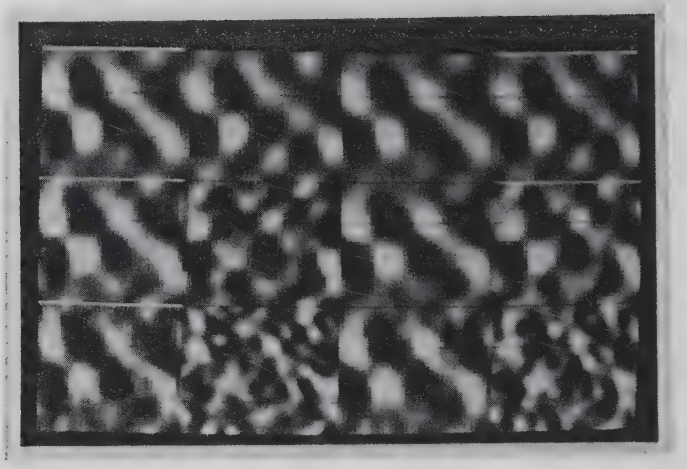


Abb. 29:

Fehlerquadratdarstellung bei zwei "nicht sehr verschiedenen" Objekten der Intensität 20 GW bei additivem Rauschen von $\bar{R}$ = 45 GW mit und ohne Gewichtung des Fehlerquadrates.

Gewichtung:

	ohne	mit	ohne	mit
n=3	1.13	1.06	1.15	1.025
n=5	1.014	0.96	1.036	1.009
n=7	1.013	0.99	1.04	1.012
	suche mit Muster "Zyl."		suche mit Muster "Würf."	

In das Schema eingezeichnet sind Faktoren, die sich durch Division der Fehlerquadrate an der Position des Würfels und des Zylinders ergeben.

$$FQ = \frac{FQ\ Zylinder}{FQ\ Würfel}$$

Bei Betrachtung von f_{FQ} ist ersichtlich, daß sich bei einer Suche mit dem Musterobjekt "Zylinder" erst bei $n > 3$ und Anwendung der umgekehrten Gewichtung eine richtige Lokalisierung ergibt, während bei der Suche mit dem "Würfel" immer ein absolutes Minimum an der richtigen Position existiert (schraffierte Felder = falsches Ergebnis).

4.2.4 Einschränkung der Objektgröße.*

Die Deutlichkeit des Fehlerquadratminimums anstelle der richtigen Lösung der Optimierungsaufgabe ist abhängig von der Objektgröße relativ zur Größe des gesamten Bildes. Diese Tatsache stellt dann keine wirkliche Einschränkung dar, wenn die Größe des Gesamtbildes entsprechend variiert werden kann. Während einerseits mit wachsender Objektgröße dessen relativer Anteil an der Gesamtsignalleistung zunimmt und dadurch die Konvergenz der Lösung besser wird, stehen einer beliebigen Vergrößerung zwei Beobachtungen entgegen:

1.) Bei steigender Objektgröße nimmt die Güte der durch Skalierung und Rotation notwendig werdenden Interpolation ab (4. /31/).

2.) Die Diskretisierung führt bei der Fouriertransformierten von großen Objekten durch die immer enger werdenden Minima des Leistungsspektrums zur Verstümmelung ihrer objektspezifischen Charakteristik. Altmann und Reitböck (4. /26/) haben für den Fall der verwandten Mellin-Transformation ebenfalls festgestellt, daß dieser Eindruck sich nicht nur etwa auf die subjektive Betrachtung beschränkt, sondern auch dort die Konvergenz des Mustererkennungsverfahrens stört.

Die dort genannten Abschätzungen, daß jede "Keule" des Leistungsspektrums mindestens 4 Abtastwerte aufweisen sollte und zur Fehleroptimierung mindestens 2 Keulen betrachtet werden sollten, liefert auch in dem hier beschriebenen Fall die Größenordnung der günstigsten Konvergenz.

Zusammen mit der Beobachtung, daß eine Optimierung auf mehr als 10 Koeffizienten durch das schlechter werdende Leistungsverhältnis von Signal zu Rauschen nicht mehr

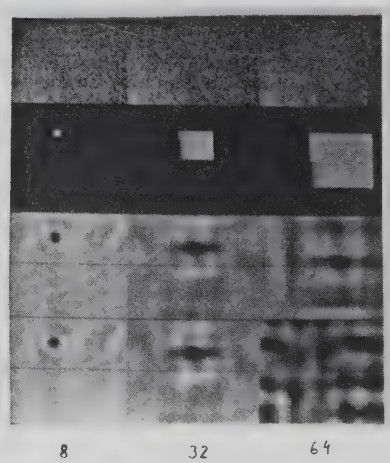
* Objektgröße im Sinne von Skalierung (nicht Intensität).

sinnvoll ist, ergibt sich folgende Abschätzung der günstigsten Objektgröße für die Translation:

$$f_{max} = N/\Delta F = N/4$$

$$f_{min} = N/(10/2) = N/5$$

Abbildung 30 zeigt, daß das Fehlerquadrat im Falle der Translation sogar bei sehr viel kleineren Objekten (N/16) ein noch deutlicheres Minimum annimmt. In dieser Abbildung ist das Fehlerquadrat für Objekte verschiedener Kantenlänge (8, 32, 64 von insgesamt 128 Bildpunkten) bei Variation der Translationsparameter Δx, Δy und fixierten restlichen Parametern für den unverrauschten (2.1 - 2.3) und den mit S/N = 0.4 stark verrauschten Fall (1.1 - 1.3) aufgetragen. Während im Falle des unverrauschten Bildes eine Konvergenz der Optimierungsmethode für den Würfel der Kantenlänge 64 noch möglich sein kann (Teilbild 3.3), ist dies im verrauschten Bild sicher auszuschließen (Teilbild 4.3).



Objekte (20 GW) mit additiv überlagertem Rauschen $\bar{R}$=45 GW

Objekte unverrauscht

Fehlerquadrat unverrauscht

Fehlerquadrat verrauscht

Abb. 30:

Fehlerquadratdarstellung bei Variation der Translationsparameter bei Objekten verschiedener Größe.

Während im Falle der Translation die besten Ergebnisse erzielt werden, wenn lediglich das Fehlerquadrat im Radius von 5 Koeffizienten in der Fouriermatrix betrachtet wird, hat sich bei Rotation und Skalierung die Erweiterung auf eine größere Anzahl Koeffizienten (= 9) als notwendig herausgestellt. Dadurch sinkt der relative Anteil der Objektleistung am Gesamtsignal. Der Anteil steigt bei Vergrößerung des Objektes relativ zur Bildgröße. Für den Fall der Rotation und Skalierung ergibt sich daher eine sogar verbesserte Konvergenz bei großen Objekten, z. B. Ø = N/3 (4. /31/). In der selben Arbeit wird auch gezeigt, daß für die Größe des vorgegebenen Musterobjektes ein Optimum existiert. Dieses Optimum entsteht durch den sinkenden Interpolationsfehler bei Verkleinerung des Musterobjektes, dem der steigende Approximationsfehler des Skalierungstheorems durch die nötig werdende stärkere Skalierung entgegenwirkt. Bei den angegebenen Beispielen liegt die günstigste Größe des vorgegebenen Objektes bei 1/3 n bis 1/2 n (n = Bildgröße).

Insgesamt muß festgestellt werden, daß die durch die Rotation und die Skalierung notwendig gewordene Interpolation den Approximationsfehler bei Skalierung diskreter Funktionen und die Diskretisierung von scharfen Objektkanten bei der Rotation zu einer Verschlechterung der Lösungsmöglichkeit geführt hat. Während bei exakter Vorkenntnis der Helligkeit, Größe und Rotation die Ermittelung der Lageparameter bis zu einem S/N~0.06 möglich war (Abb. 26), konnte dies unter Einbeziehung von Rotation und Skalierung nur noch bis S/N~0.25 geschehen (4. /31/).

4.3 Trennschärfe des Verfahrens.

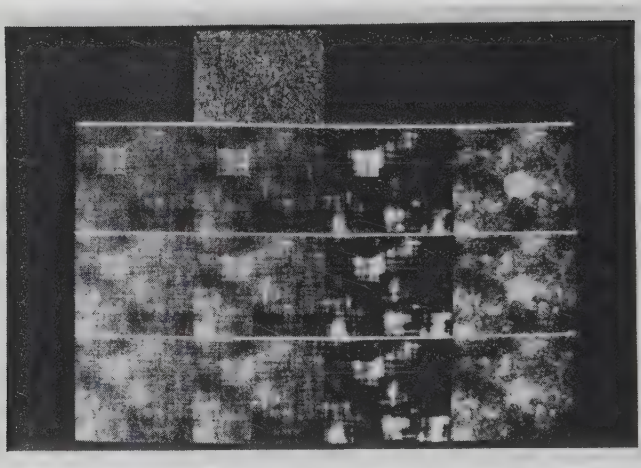


Abb. 31:

Filterergebnisse im Falle additiv überlagerten Rauschens und mehreren Objekten.

	Ori-ginal			Tol
2.1			2.4	90°
				110°
4.1			4.4	120°

h= 0.9 0.95 1 0.95

suche Würfel suche Zylinder

Als Objekte sind Zylinder und Würfel (Abb. 24, Bild 2) der Intensität 20 GW mit Rauschen überlagert ($\bar{R}$ = 45 GW). Die zugehörige Fehlerquadratdarstellung ist Abbildung 29. In der letzten Spalte (2.4 - 4.4) sind die Ergebnisse der Filterung mit Musterobjekt'Zylinder', in den restlichen Teilbildern der 3 unteren Zeilen die mit Musterobjekt'Würfel' bei verschiedenen Filterparametern gezeigt. Bei Wahl der Parameter Tol = 0, h = 1 würden die gesuchten Objekte in ihrer exakten Gestalt und ohne Hintergrund dargestellt. In Abbildung 31 erfolgte die Wahl von Tol und h so, daß gerade der Bereich der beginnenden Erkennbarkeit gezeigt wird.

4.4 Begrenzte Kenntnis der Gestalt eines gesuchten Objektes

Durch eine geeignete Wahl der Parameter Tol und h kann eine Anhebung von Objekten bis zu ihrer Erkennbarkeit erfolgen, obwohl das als Muster verwendete Objekt nur partielle Ähnlichkeit damit hat.

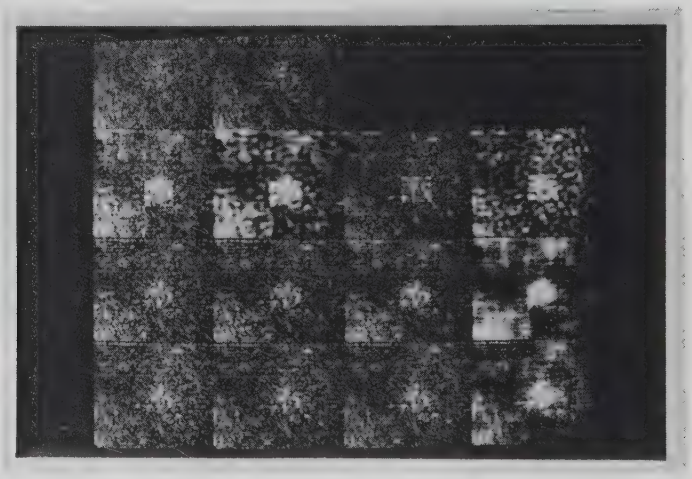


Abb. 32:
Filterergebnis bei begrenzter Kenntnis der Form des gesuchten Objektes.

Tol	Original	Original Tiefp. 40, 10		
90°	h = 0.5	h = 0.2 Tiefp. 25, 10	h = 0.05 Tiefp. 40, 10	h = 0.05 Tiefp. 25, 10
120°	h = 0.05	h = 0.2	h = 0.5	h = 0.9
150°	"	"	"	"

Tiefp. 40, 10

In Abbildung 32 ist ein Zylinder der Intensität 20 GW additiv mit einem Rauschbild $\bar{R}$ = 45 GW überlagert. Die Filterung geschieht mit einem Musterobjekt "Würfel" der gleichen Größe (30 Bildpunkte). Die Filterergebnisse werden im Frequenzbereich zusätzlich einer Tiefpaßfilterung unterzogen. Dabei bedeutet die Bezeichnung Tiefp. 40,10, daß alle Frequenzen zwischen 40 und 64 unterdrückt werden und zwischen 30 und 40 ein Hammingübergang stattfindet.

Man erkennt, daß bei einer geringen Phasentoleranz (90°) an der Stelle des überdeckten Objektes die Gestalt des Musterobjektes erscheint. Auch eine Variation der Zusammensetzung des resultierenden Leistungsspektrums (h) oder eine stärkere Tiefpaßfilterung ergeben das gleiche Resultat. In der dritten Teilbildreihe von oben (120°) wird die Zylinderstruktur deutlich. Diese Deutlichkeit kann gesteigert werden, indem das resultierende Leistungsspektrum zu steigenden Anteilen aus dem des bei Tiefpaßfilterung "ähnlichen Spektrum" des Würfels zusammengesetzt wird. Bei einer Phasentoleranz von 150 ° tritt wieder der Rauschanteil des Additionsbildes in den Vordergrund. Tiefpaßfilterung des Originalbildes ohne Filterung ergibt keine Verbesserung der Wahrnehmbarkeit (1.2).

Da beliebige Bilder mit ebenso beliebig geartetem Rauschhintergrund eine kaum einzugrenzende Permutationsvarianz darstellen, ist eine allgemeine Angabe der Filterparameter Tol und h kaum möglich. Aus den Erfahrungen bisher untersuchter Bilder kann folgendes zusammengefaßt werden:

1.) Wenn die Gestalt des gesuchten Objektes exakt bekannt (vorgegeben) ist, kann Tol = 0, h = 1 gesetzt werden (exakte Rekonstruktion).

2.) Wenn die zu erwartende Gestalt des gesuchten Objektes nur annähernd der des vorgegebenen Musters entspricht, empfiehlt sich folgende interaktive und iterative Vorgehensweise.

Erzeugung von Filterresultatbildern mit den Parametern:

Tol = 120 ° h = 0.7, 0.8, 0.95
Tol = 110 ° h = " , " , "
" " " " " " , " , "
" " " " " " , " , "
Tol = 60 ° h = " , " , "

Demnach kann eine Auswahl eines Betrachters erfolgen, der feststellt, ob eine Formänderung stattfindet und wenn, welcher Form unter Verwendung von "a priori-Wissen" der Vorzug zu geben ist. Die ausgewählten Parameter können danach weiter verfeinert optimiert werden.

4.5 Anwendungsergebnis am Schädelphantom.

Konkretes Ziel des in diesem Kapitel beschriebenen Filterverfahrens könnte die Darstellung des menschlichen Hirnventrikelsystems in digitalen Röntgenprojektionsaufnahmen sein. Insbesondere ist die Extraktion des dritten Ventrikels zur Zielpunktberechnung in der Funktionellen Stereotaxie (siehe Kapitel 2) von Interesse. Die individuellen morphologischen Abweichungen liegen in einem Bereich, den die beschriebene Filtertechnik mit Ausnahme von extrem pathologischen Formen abdecken kann. Die Abschätzung der Kontrastanhebung von Hirngewebe gegenüber Liquor im Kapitel 3 (Abb. 1) macht deutlich, daß eine Darstellung kleiner Liquorräume sehr viel schwieriger ist, als gleichgroßes Tumorgewebe. Zur Zielpunktberechnung in der Stereotaxie sind aber kleine Einstülpungen in den dritten Ventrikel von Interesse (Commissura anterior und posterior). Gewißheit über die Zuverlässigkeit der Methode im täglichen klinischen Einsatz kann eine Serie von Vergleichen mit gleichzeitig durchgeführten "operativen Füllungsbildern" von Ventrikeln erbringen. Dies ist nach Installation eines entsprechenden Systems an der Neurochirurgischen Universitätsklinik in Göttingen geplant. Im Laborversuch können die Ergebnisse einer Filterung am Schädelphantom demonstriert werden, indem ein geringkontrastiges Objekt bekannter Struktur extrahiert wird.

Abbildung 33 zeigt die Resultate eines Versuches, wo es darum geht, eine mit verdünnter Kontrastmittelösung gefüllte Spritze aus Polyäthylen zu extrahieren, die in einem Phantom aus menschlichem Schädel und Wasser versteckt ist. Eine Röntgenaufnahme der Spritze mit unverdünntem Kontrastmittel dient als Musterobjekt. In Teilbild 2.1 wird deutlich, daß durch eine Filterung des Resultatbildes einer Subtraktion nach Kapitel 3 eine wesentliche Bildverbesserung möglich ist. Der Filteralgorithmus,

angewandt auf das Originalbild, ohne Subtraktion, liefert sogar ebenfalls das richtige Ergebnis, allerdings mit einer der schwierigen Aufgabenstellung entsprechenden schlechten Bildqualität.

Abb. 33:

Extraktion eines bekannten Objektes (Spritze mit verdünnter Kontrastmittellösung) aus Bildern eines Schädelphantoms.

1.1	1.2	1.3
2.1		2.3

1.3 Originalbild mit Objekt (Durchmesser 1 cm, Jodgehalt 1 mg/ml)

1.2 Musterobjekt (Durchmesser 1 cm, Jodgehalt 300 mg/ml)

1.1 Subtraktionsergebnis nach Kapitel 3

2.1 Filterergebnis bei Anwendung auf das Subtraktionsergebnis (Bild 1.1)

2.3 Filterergebnis bei Anwendung auf das Originalbild (Bild 1.3)

5. Anwendungsergebnisse am Patienten.

Bisher wurden 21 Patienten der Strahlentherapeutischen Klinik der Universität Erlangen mit der in Kapitel 3 beschriebenen Subtraktionstechnik untersucht. Als klinische Bezeichnung der Methode wurde "Digitale Tumorfluoroscopie (DFT)" gewählt. Ziel war es, für die Bestrahlungsplanung eine verbesserte Lokalisation und eine ebenso verbesserte Abgrenzungsmöglichkeit von Tumor- und gesundem Hirngewebe zu erreichen, wo dies wegen Ödembildung im Computertomogramm nur unzureichend möglich war. Die Untersuchungen fanden in einem Labor des Lehrstuhls für Technische Elektronik statt, das für Anforderungen des Strahlenschutzes und klinischen Maßnahmen bei Kontrastmittelzwischenfällen behelfsmäßig ausgerüstet wurde. Das als Labormuster angelegte System (Abb. 5) hatte lediglich einen Rechnerspeicher von 64 kByte und einen Bildspeicher von 256 kByte, so daß damit eine schnelle Verarbeitung nur kleiner Bildausschnitte (128 x 128 Bildpunkte) möglich war. Mit einer Ausnahme gelang in allen Fällen eine Darstellung des Tumors bei nichtinvasiver Schädelfixierung (Abb. 4a, 4b). Im Falle einer Patientin mit Halbseitenlähmung und sehr schlechtem Gesundheitszustand konnte eine Rotation de Schädels zur Seite mit der Kopfhalterung nach 4a während der Untersuchungsdauer nicht verhindert und eine Darstellung des Tumorgewebes nicht erreicht werden. Eine individuelle Maske stand nicht zur Verfügung.

Insgesamt wurden Patienten mit folgenden Tumorarten untersucht:

Glioblastom	4
Astrozyton Grad 2	3
Astrozyton Grad 3	3
Pinealom	1
Sarkom	1
Metastase (Mamma Ca.)	1
Metastase (Bronchial Ca.)	1
Pinealisgliom	2
Meningiom	4
Ganglioglom	1

Untersuchungsparameter:

Röntgenspannung:	48 bis 56 kVp
Röntgenstrom:	5, 6.3 mA
Durchleuchtungszeit:	pro Serie 66 sec
Additionsart:	Digitale Addition von 200 Bildern (8 bit) à 300 ms Dunkeltastung
Abstand Fokus-Schädel:	80 cm
Abstand Schädel-Bildverstärker:	30 cm
Hautdosis einer Serie (gemessen):	0.344 bis 0.4 R
Kontrastmittel:	Omnipaque 100 ml, 300 mg Jod/ml
Applikationsart:	intravenös, Armvene, schnelle Infusion (0.6 ml/s)

Zeitpunkt der Aufnahmen:

Hintergrund	vor Kontrastmittelgabe
Serie 1	direkt nach Infusionsende
Serie 2	5 bis 10 min nach Infusionsende
Serie 3	20 min nach Infusionsende

Fall 1: Glioblastom

In Abb. 34 ist in einer Übersichtsaufnahme (60 kV, 5 mA) das Ergebnis der Subtraktionsmethode (DTF = digital tumor fluoroscopie) eingeblendet. Abbildung 35 zeigt das dazugehörige Computertomogramm.

Abb. 34: Schädelübersichtsaufnahme mit eingeblendetem Resultat der DTF. Tumor durch Pfeile gekennzeichnet. Schwarze Striche sind Resultat einer Rekonstruktion der Tumorlage aus dem Computertomogramm.

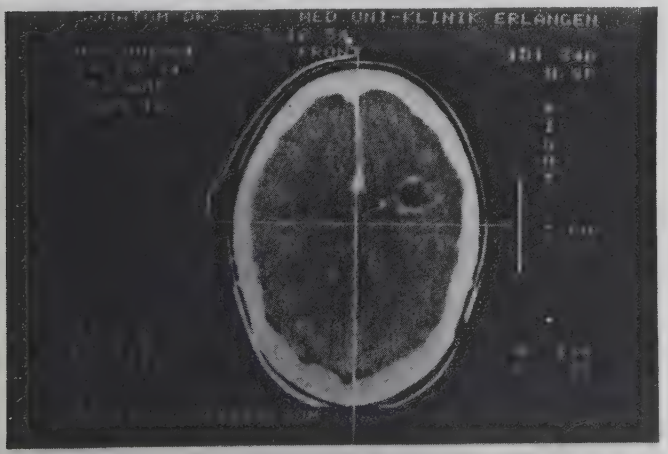
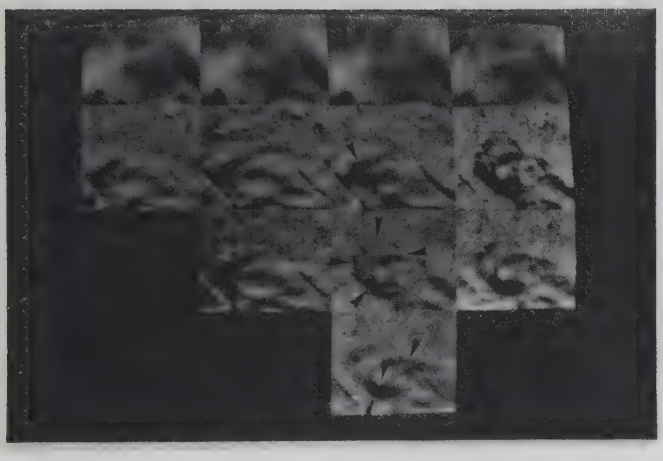


Abb. 35: Computertomogramm zu Abb. 34.

Durch Subtraktion von Bildern, die zu verschiedenen Zeitpunkten nach Kontrastmittelgabe aufgenommen wurden, ist es in vielen Fällen möglich, Aussagen über den Malignitätsgrad eines Tumors zu erhalten. Solche dynamischen Studien weisen dann auf eine gestörte Blut/Hirnschranke hin, wenn sich trotz fallender Kontrastmittelkonzentration im Blut steigende Jodkonzentrationen im Tumogewebe zeigen.

Die Abbildung 36 enthält einige Ausschnitte von DTF-Studien. Die Einzelbilder sind durch das nebenstehende Diagramm gekennzeichnet. Der Zeitpunkt der Aufnahme sowie deren Funktionsaussage ist aus der Legende zu Abbildung 36 ersichtlich. Ausschnitt 4.3 wurde 1 Minute nach Infusionsende aufgenommen und Ausschnitt 3.3 10 Minuten danach. Ein stark durchbluteter Bereich in 4.3 (Pfeile) weist trotz der Abnahme der intravasalen Kontrastmittelkonzentration eine Größenzunahme durch Kontrastmittelanreicherung (3.3, Pfeile) auf. Selbst nach 20 Minuten (Ausschnitt 2.3) erkennt man noch Bezirke mit hoher Kontrastmittelkonzentration. Die Verschiebung des Kontrastmittels von stärker durchbluteten Bereichen zu Beginn zu minder durchbluteten Bezirken im Verlauf der Untersuchung können aus den Ausschnitten zu 2.1, 2.2 und 3.2 an den Grauwertänderungen von hell nach dunkel verfolgt werden. Anreicherungscharakteristiken dieser Art sind einer vermehrten Tumorinfiltration oder möglicherweise einem gesteigerten Malignitätsgrad bei gestörter Blut/Hirnschranke zuzuschreiben.



1.1	1.2	1.3	1.4
2.1			
3.1			
4.1			

Abb. 36:

Aufnahmen eines Glioblastoms mit DTF. Es handelt sich um Nativ- und Subtraktionsaufnahmen, deren Bezeichnung aus dem nebenstehenden Diagramm hervorgeht.

Ausschn. 1.1 bis 1.4	Originalaufnahmen ohne (1.1) und mit (1.2-1.4) Kontrastmittel
Ausschn. 4.3	Subtraktionsbild nach 1 Min. (Ausschn. 1.2 minus 1.1)
Ausschn. 3.3	Subtraktionsbild nach 10 Min. (Ausschn. 1.3 minus 1.1)
Ausschn. 2.3	Subtraktionsbild nach 20 Min. (Ausschn. 1.4 minus 1.1)
Ausschn. 3.4	Additionsbild 1. u. 10. Min. (Ausschn. 3.3 plus 4.3)
Ausschn. 2.4	Additionsbild 1., 10.u.20 Min. (Ausschn. 2.3 plus 3.3 + 4.3)
Ausschn. 3.2	Kontrastmittelverschiebung zwischen der 1. und 10. Min. (Ausschn. 1.3 minus 1.2) (von hell nach dunkel)
Ausschn. 2.1	Kontrastmittelverschiebung zwischen 10. und 20. Min. (Ausschn. 1.4 minus 1.3)
Ausschn. 2.2	Kontrastmittelverschiebung zwischen 1. u. 20. Min. Ausschn. 1.4 minus 1.2)

In Abbildung 34 und 36 sind neben der mit Pfeilen markierten Tumorstruktur weitere dunkle Regionen erkennbar. Dabei handelt es sich um einen Bewegungsartefakt, der durch Kippen des Schädels in die Bildebene entstanden ist. Eine Unterscheidung zwischen Tumor und Artefakt ist durch eine Serie schnell aufeinanderfolgender Bilder auf dem Monitor möglich, wobei Subtraktionen mit verschiedenen Rotationswinkeln gezeigt werden. Eine invasive Schädelfixierung verhindert Artefakte dieser Art vollständig, Aufnahmen mit "individueller Maske" oder Fixierung über das Gebiß größtenteils.

Fall 2: Astrozyton Grad 3

Bei dem zweiten Fall (Abb. 37 und 38) handelt es sich um ein Astrozytom Grad III. Im Computertomogramm ließen sich auch nach Kontrastmittelgabe keine Tumorstrukturen abgrenzen. Der Tumorbereich war nur durch eine Ödemzone gekennzeichnet. Erst die Probebiopsie sicherte die histologische Diagnose.

In diesem Computertomogramm ist die Lagerekonstruktion einiger sich in den DTF-Aufnahmen deutlich abzeichnenden Strukturen mit schwarzen Strichten gekennzeichnet. Aus Abbildung 39 und dem dazugehörigen Diagramm ergibt sich der Zeitpunkt der Aufnahmen und aus der Legende der Verarbeitungsmodus bezüglich Subtraktion oder Addition von Ausschnitten zu verschiedenen Zeitpunkten der Untersuchung.

Abb. 37:

Übersichtsaufnahme mit eingeblendetem Resultat der DTF. Patientin mit Astrozytom Grad 3.

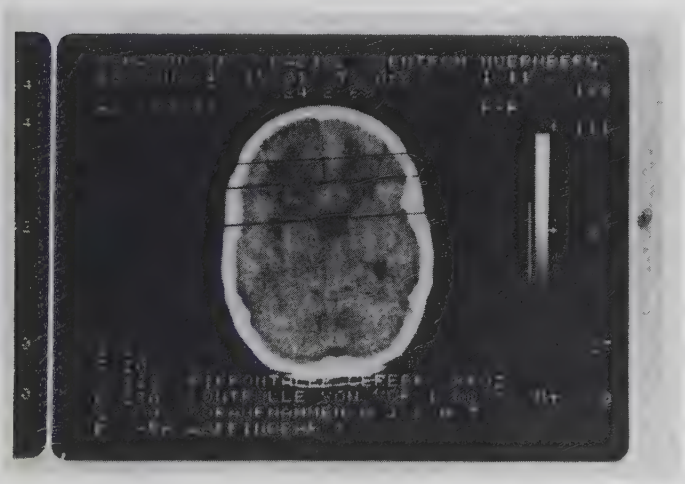
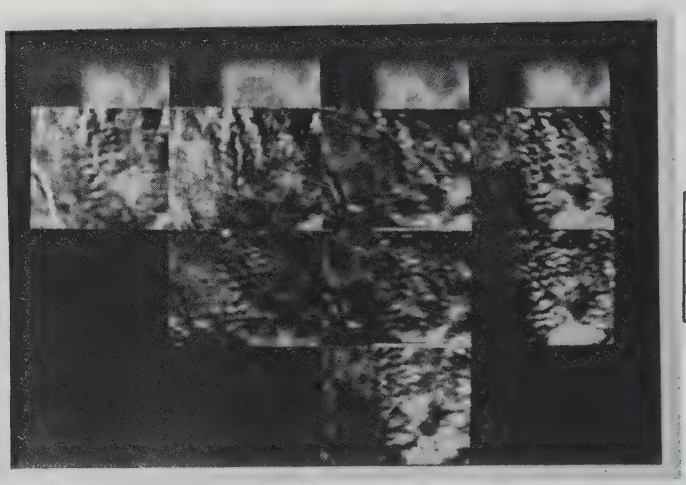


Abb. 38:

Computertomogramm zu Abb. 37. Auf dem Computertomogramm läßt sich auch nach Kontrastmittelgabe nur ein Ödem ohne Tumorschatten erkennen.



1.1	1.2	1.3	1.4
2.1			
3.1			
4.1			

Abb. 39:

Bildauswahl von einer Untersuchung mit DTF bei einer Patientin mit einem Astrozytom Grad III. Wiedergegeben sind Nativ- und Subtraktionsaufnahmen, deren Funktion und Bezeichnung dem nebenstehenden Diagramm zu entnehmen sind.

Ausschn. 1.1 -1.4	Originalaufnahmen ohne (1.1) und mit (1.2-1.4) Kontrastmittel
Ausschn. 4.3	Subtraktionsbild nach 1 min (Ausschn. 1.2 minus 1.1)
Ausschn. 3.3	Subtraktionsbild nach 10 min (Ausschn. 1.3 minus 1.1)
Ausschn. 2.3	Subtraktionsbild nach 20 min (Ausschn. 1.4 minus 1.1)
Ausschn. 3.4	Additionsbild 1. und 10. min (Ausschn. 3.3 plus 4.3)
Ausschn. 2.4	Additionsbild 1., 10. und 20. min (Ausschn. 2.3 plus 3.3 plus 4.3)
Ausschn. 3.2	Kontrastmittelverschiebungen zwischen 1. und 10. min (Ausschn. 1.3 minus 1.2) (von hell nach dunkel)
Ausschn. 2.1	Kontrastmittelverschiebungen zwischen 10. und 20. min (Ausschn. 1.4 minus 1.3)
Ausschn. 2.2	Kontrastmittelverschiebungen zwischen 1. und 20. min (Ausschn. 1.4 minus 1.2)

Eine Minute nach Infusion des Kontrastmittels wurde der Ausschnitt 4.3 aufgenommen. Er zeigt eine stark durchblutete Struktur (Pfeile), die sich mit Abnahme der intravasalen Kontrastmittelkonzentration verkleinert (Ausschnitt 3.3 und 2.3). Mit der fortschreitenden Untersuchungszeit reichern sich am rechten oberen Ausschnittsrand multiple Bezirke (Pfeile) extravasalen Kontrastmittels an, was ebenfalls auf eine gestörte Blut/Hirnschranke hindeutet.

Fall 3: Pinealisgliom

Abbildungen 40 und 43 zeigen im Vergleich DTF, Röntgen- und Kernspincomputertomograpie einer Patientin mit Pinealistumor. Die Markierungen in der DTF-Aufnahme sind Lagerekonstruktionen aus dem Röntgencomputertomogramm.

Abb. 40: Pinealisgliom DTF-Aufnahme

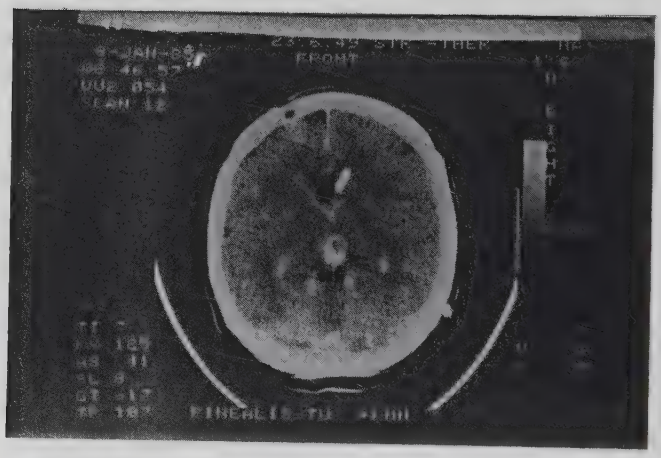


Abb. 41: Pinealisgliom Röntgencomputertomogramm

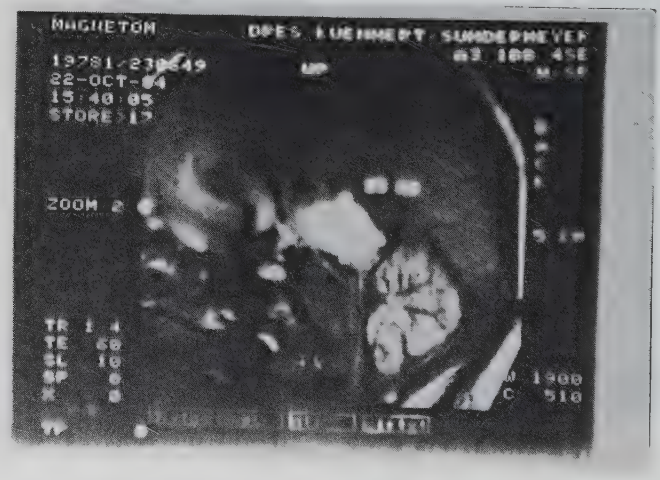


Abb. 42: Pinealisgliom Kernspinresonanztomogramm

In Abbildung 43 sind nach gleichem Schema wie bei den vorhergehenden Patienten die Resultate einer dynamischen Studie zur Hilfe bei der Beurteilung des Malignitätsgrades zusammengefaßt.

Abb. 43: Pinealisgliom Dynamische DTF-Studie

In Teilbild 4.3 zeigt sich direkt nach Kontrastmittelgabe eine stark durchblutete Struktur am unteren Bildrand mit darüberliegenden Plexus choraeoideus (bogenförmige Strukturen, Pfeile ▲). Nach 10 Minuten (Teilbild 3.3) ist die Blutkontrastmittelkonzentration derart gesunken, daß die Plexuseinfärbung nicht mehr sichtbar ist. Trotzdem vergrößert sich die Struktur durch weitere Kontrastmittelanreicherung bis zu diesem Zeitpunkt. Nach 20 Minuten (Teilbild 2.3) sind die Randbezirke zwar etwas in ihrer Kontrastmittelfärbung zurückgegangen; dennoch verbleibt ein grosses Depot von Kontrastmittel im Tumor zurück, so daß ebenfalls eine gestörte Blut/Hirnschranke höchst wahrscheinlich ist. Teilbilder 2.1, 2.2 und 3.2 zeigen sehr differenziert, bis zu welchen Zeitpunkten Kontrastmittelzuflüsse

stattfinden. In Teilbild 3.2 ist die extravasale Kontrastmittelzunahme (dunkele Struktur, Pfeile ↑) bei gleichzeitiger Abnahme der intravasalen Kontrastmittelkonzentration (Pfeile ↓, helle Struktur) erkennbar. Das Fehlen einer starken dunkelen Struktur in Teilbild 2.1 sagt aus, daß der Zustrom von Kontrastmittel vom intra- in den extravasalen Bereich zwischen der 10. und 20. Minute zum Stillstand gekommen ist.

Fall 4: Astrozytom (nicht biopsiert, Grad unbekannt, ca. 3 Monate nach Bestrahlung).

Abbildung 44 zeigt eine DTF-Übersichtsaufnahme mit eingeblendetem Resultat. Auf dieser Aufnahme ist das Lokalisationsraster zur Bestrahlungsplanung ebenfalls abgebildet. Die Übertragung der Tumorkoordinaten aus der Übersichtsaufnahme kann direkt auf den Patientenschädel oder dessen "individuelle Maske" vorgenommen werden. Dies geschieht durch eine Projektion des Rasters auf den Patientenschädel bei eingeschaltetem Lichtvisier der Röhre und Markierung der den Tumor eingrenzenden Gitterkoordinaten.

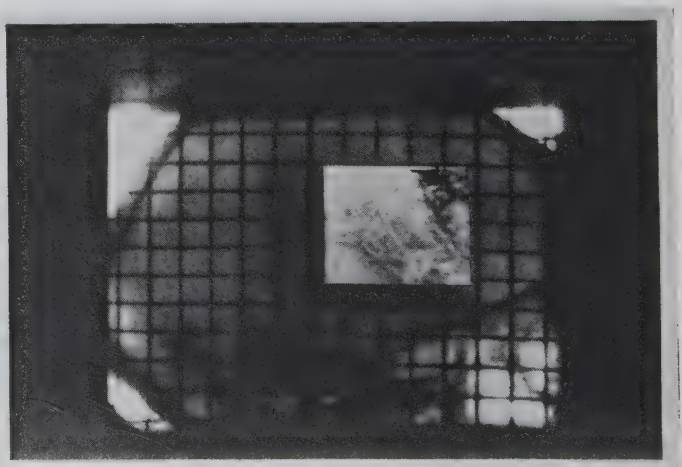


Abb. 44: Astrozytom; DTF-Aufnahme mit Lokalisationsraster

Die DTF-Untersuchung und das Computertomogramm (Abb. 45) wurden ca. 3 Monate nach Bestrahlungsende aufgenommen. Die Befundung des Computertomogramms ergab keine Aussage über Tumorgewebe.

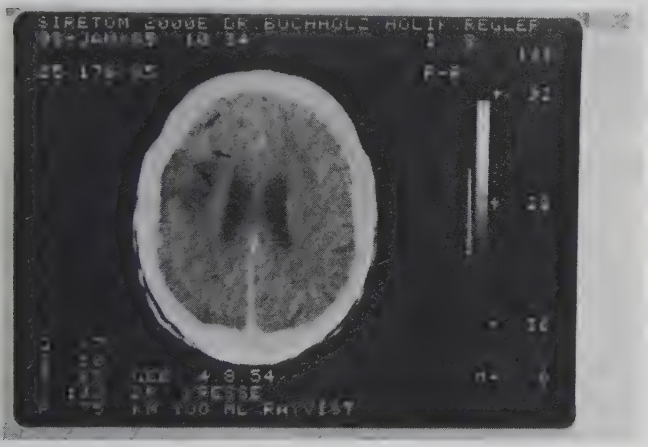


Abb. 45: Astrozytom nach Strahlentherapie; Computertomogramm.

Eine dynamische DTF-Studie zeigt direkt nach Infusionsende keine signifikante Kontrastmittelanreicherung (Abb. 46, Ausschn. 4.3). Nach 5 Minuten färbt sich eine dunkle Struktur am oberen Bildrand stark an, die nach Lagerekonstruktion im Röntgen-CT der markierten Stelle (Pfeile ↑) entspricht. Bis zur 20. Minute hat eine fast völlige Auswaschung von Kontrastmittel stattgefunden (Ausschn. 2.1, helle Struktur = Kontrastmittelabfluß).

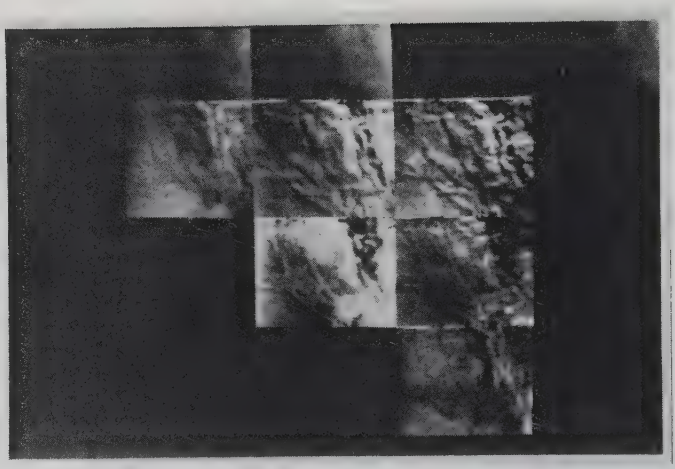


Abb. 46: Astrozytom nach Strahlentherapie; dynamische DTF-Studie.

Da die gezeigte Struktur kranial gelagert ist, ist der zugehörige CT-Schnitt zu einem späten Zeitpunkt erfolgt (~14 min nach Infusionsende), nachdem das Tumorgewebe den Grad seiner stärksten Anfärbung überschritten hatte.

Fall 5: Meningiom (Rezidiv nach mehrfacher Operation).

Abb. 47: Meningiom; DTF-Übersichtsaufnahme. Schwarze Markierunge entsprechen einer Lagerekonstruktion aus dem CT.

Abbildung 47 zeigt eine Schädelübersichtsaufnahme mit DTF-Resultat und Referenzraster für die strahlentherapeutische Lokalisation. Im wesentlichen ist der Teil des Tumors dargestellt, der einen großen Anteil der mittleren Schädelgrube einnimmt.

Das zugehörige Computertomogramm (Abb. 48) zeigt ein Wachstum in die vordere und hintere Schädelgrube hinein. Während bisherige Tumorarten (Fälle 1 bis 4) sehr schwachse Röntgenkontraste darstellen, färben sich Meningiome im allgemeinen stark an und wurden teilweise auch schon mit konventioneller DSA-Technik dargestellt (2.1 /21,26,32,36/).

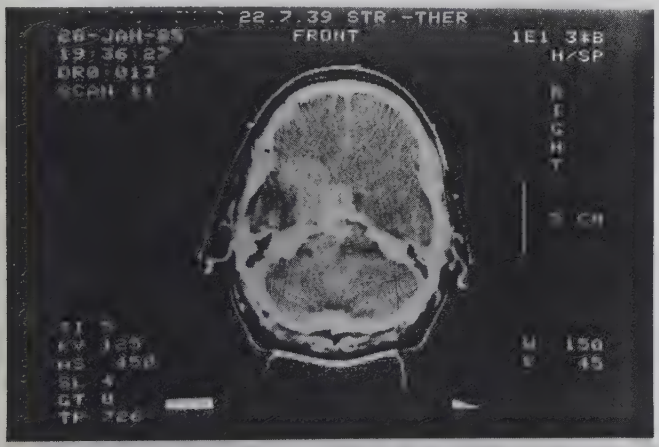


Abb.48:
Meningiom;
Computertomogramm.

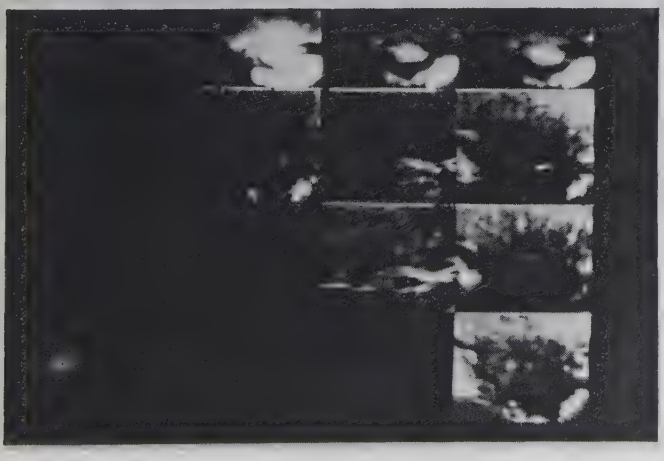


Abb.49:
Meningiom;
DTF-Studie.

Klinische Anwendung des Filterverfahrens aus Kapitel 4:

Von den 21 klinischen Untersuchungen mit dem Ziel der Lokalisations- und Diagnosehilfe von Hirntumoren bei Patienten der Strahlentherapeutischen Klinik Erlangen war in einem Fall eine postoperative Kontrolluntersuchung in einer Hirnregion angesetzt, wo erstens der dritte Ventrikel vollständig in dem betrachteten Bildausschnitt und zweitens keine außergewöhnliche pathologische Abweichung durch Tumorwachstum oder den operativen Eingriff zu erwarten war. Abbildung 50 zeigt die Röntgenfilmaufnahme des Ventrikelsystems eines anderen Patienten nach operativer Kontrastmittelfüllung. Aus dieser Aufnahme ist das Musterobjekt "dritter Ventrikel" entstanden. Abbildung 51 (Teilbild 1.2) zeigt das Musterobjekt nach Isolation von der Umgebung, Tiefpaßfilterung und Unterdrückung von Abbildungsfehlern des Bildverarbeitungssystems.

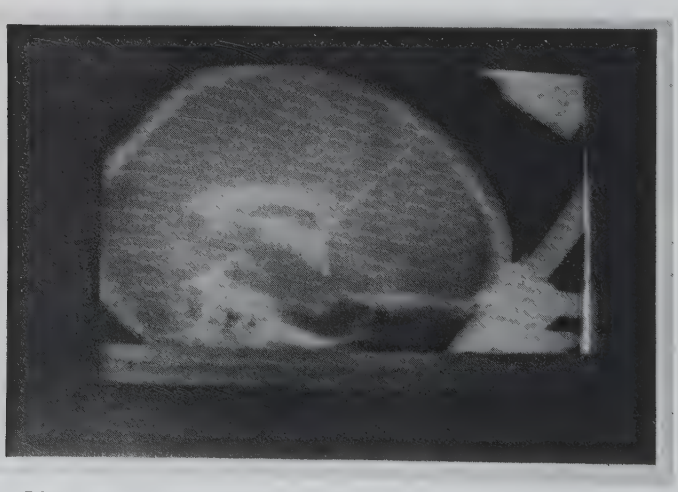


Abb. 50:

Menschliches Hirnventrikelsystem nach operativer Kontrastmitteldarstellung (Röntgenfilmaufnahme von Prof. Dieckmann, Abtlg. für Funktionelle Neurochirurgie, Universität Göttingen)

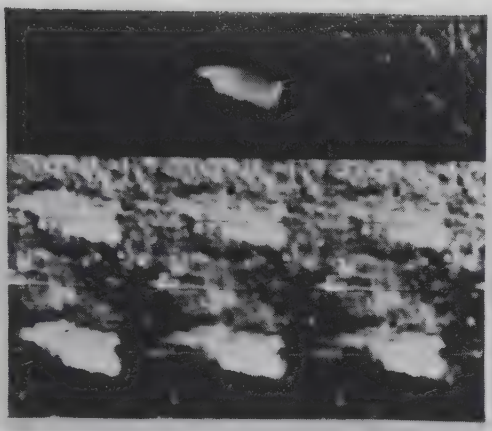


Abb. 51:

Extraktion des dritten Ventrikels:
Filterresultate bei verschiedenen Parametern Tol und h

1.2 Musterobjekt: "dritter Ventrikel"
1.3 Originalbild (Subtraktionsresultat der DTF)
2.1-3.3 Verschiedene Filterresultate bei Änderung der Phasentoleranz (Tol) und verschiedener Gewichtung der Leistungsspektren (h)

Möglichst große Phasentoleranz (Tol) bei der Bildfilterung erlaubt die Darstellung gesuchter Objekte, die (geringe) Formabweichungen gegenüber dem vorgegebenen Musterobjekt besitzen (Abschn. 4.4). In Abbildung 52 ist ein Filterresultat (h= 0.95, Tol = 70°) in die Originalaufnahme eingeblendet. Gleichzeitig ist eine Lagerekonstruktion des Ventrikels aus zwei Serien von Schnitten eines Computertomographen eingezeichnet (°). Die gestrichelten Konturen entsprechen den Umrissen des dritten Ventrikels nach operativer Kontrastmittelfüllung bei drei Patienten der Abteilung für Funktionelle Neurochirurgie, Universität Göttingen, zum groben Vergleich der anatomischen Topologie. Die Superposition geschieht anhand knöcherner Referenzen.

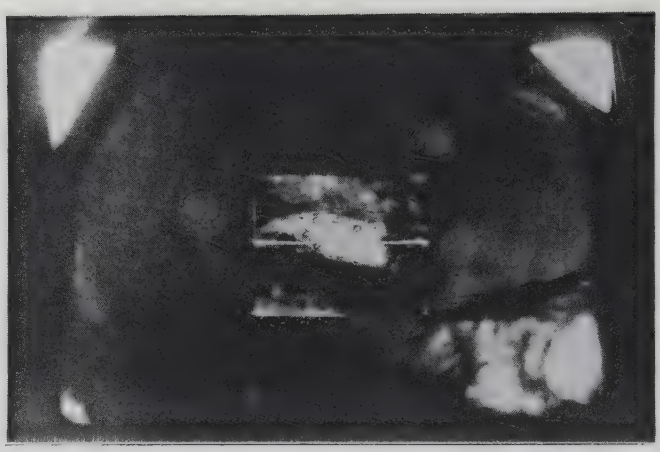


Abb. 52:

Filterresultat "dritter Ventrikel" und Markierungen der Lageberechnung aus dem Computertomogramm ("o") und drei operativen Kontrastmittelfüllungen (gestrichelte Umrisse).

Konvergenz der Lösung:

In Abschnitt 4.2.4 und 4. /31/ wird gezeigt, daß die Minimierungsaufgabe für Objekte ab einer gewissen Größe relativ zur Größe des Gesamtbildes schlecht konvergiert. Trotzdem die Größe des Ventrikelsystems eines Patienten zur Größe eines Bildausschnittes von 128 x 128 Bildpunkten nach 4.2.4 als schlecht lösbare Aufgabe erscheint, ist die Konvergenz zwar schwierig, aber deutlich. Abbildung 53 zeigt die Fehlerquadratdarstellung bei Variation der Lage und Abbildung 54 bei Variation des Rotationswinkels unter Fixierung der restlichen Parameter. Das Minimum der Fehlerquadratfunktion stellt sich ein bei $f_H = 0.29$, $\alpha = 9°$, $\Delta x = 54$ und $\Delta y = 55$. Die resultierenden Skalierungsfaktoren sind $s_V = 1.33$ und $s_H = 1.24$.

Abb. 53:

Fehlerquadratdarstellung bei der Translation Δx, Δy für das Muster "dritter Ventrikel" unter Verwendung von Koeffizienten im Radius von 4, 5, 6 in der Fouriermatrix. Die gekennzeichnete Stelle entspricht dem Schwerpunkt des Objektes.

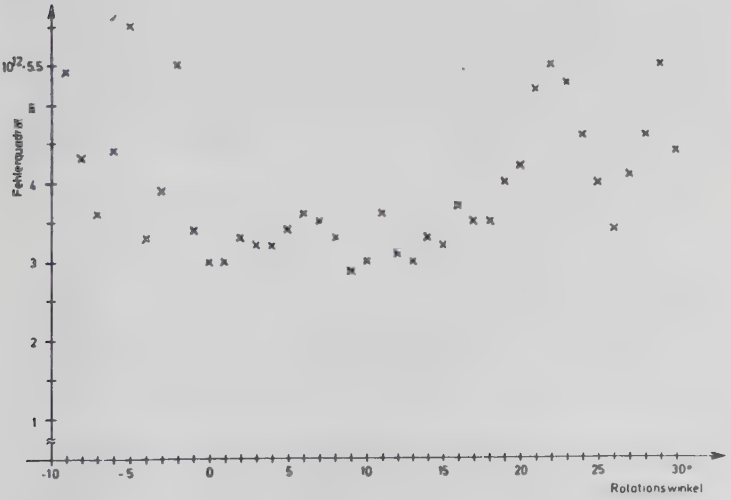


Abb. 54:

Fehlerquadratdarstellung bei Variation des Rotationswinkels von -10 bis 30° (restliche Parameter konstant auf dem Ergebnis der Optimierung).

Da eine Kontrolle des Filterergebnisses durch operative Kontrastmittelfüllung bei dem gezeigten Patienten nicht möglich ist, verbleibt lediglich der Vergleich mit der Lagerekonstruktion aus dem Computertomogramm und der Vergleich mit topologischen Kenntnissen.

Dabei zeigt sich sowohl in Lage, Größe und Ausrichtung eine gute Übereinstimmung mit den Röntgenaufnahmen anderer Patienten nach operativer Kontrastmittelfüllung. Die Lagerekonstruktion des Ventrikels anhand der Computertomogramme des Patienten (Siretom: Schichtdicke = 5 mm, Somatom: Schichtdicke = 4 mm) bestätigt die Lokalisation. Die Computertomogramme zeigen allerdings die Ventrikelstruktur auch im Vergleich mit den in Anlehnung an den Schaltenbrand/Nürnberger-Index ermittelten operativen Kontrastmittelfüllungen zu klein. Die Frage, inwieweit kleine, konvexe und gleichzeitig niedrigkontrastige Objekte in CT-Schnitten zu klein dargestellt werden, ist im Moment Thema einer medizinischen Doktorarbeit.

In diesem Stadium ist es noch nicht angezeigt, eine gezielte Hirnoperation nach einem derartigen Filterverfahren durchzuführen. Die Methode steht vielmehr bereit, um im stereotaktischen Operationssaal in einem vielfachen Vergleich mit einer gleichzeitig stattfindenden operativen Ventrikulographie ihre klinische Verwendbarkeit und Ausbaufähigkeit unter Beweis zu stellen.

6. Zusammenfassung.

Eine bildliche Darstellung von Hirngewebe durch Röntgentechnik ist erst durch die Computertomographie möglich geworden. Dieser große Fortschritt bei der Diagnostik von Hirnerkrankungen hat auf der Seite der Therapie (Neurochirurgie, Strahlentherapie) den gleichen hohen Bedarf an bildlicher Darstellung induziert. Dort besteht die Frage der bildlichen Darstellung mit anderen Schwerpunkten.

Während bei der Diagnostik das Erkennen der Art einer etwaigen morphologischen Veränderung im Vordergrund steht, ist für den Therapeuten die exakte Lokalisation, Abgrenzung zu gesundem Gewebe sowie der bestmögliche Zugang von vorherrschender Bedeutung.

Eine exakte Lokalisation in Bezug zu dem gesamten knöchernen Schädel ist aus Schnitten der Computertomographie (CT) nur schwer und nur durch indirekte Konstruktion approximativ erreichbar. Ebenso verhalten sich einige Tumore (z.B. niedriggradige Astrozytome) bezüglich der Röntgenabsorption auch bei der CT-Untersuchung mit Kontrastmittel nahezu isodens gegenüber ihrer Umgebung, so daß eine genaue Abgrenzung zu gesundem Gewebe nicht möglich ist.

Neben dem großen Platzbedarf des CT, der einen Einsatz z.B. im neurochirurgischen Operationssaal als nicht sinnvoll erscheinen läßt, sind es vor allem die hohen Kosten eines Computertomographen, die es im allgemeinen unmöglich machen, neben dem (meist überlasteten) Gerät für die Diagnose noch ebensolche für verschiedene therapeutische Disziplinen anzuschaffen.

Die Kernspinresonanztomographie bietet in der Frage des Kostenaufwandes noch ungünstigere Voraussetzungen.

In der vorliegenden Arbeit ist eine um einen Rechner erweiterte Bildverstärkerkette beschrieben, mit der es möglich ist, mit gegenüber CT vergleichbar geringem Kostenaufwand bildliche Darstellungen von intrakraniellen Strukturen mit hoher Auflösung und nahezu beliebigen Projektionsrichtungen zu erhalten. Die angewandte Subtraktionsmethode liefert Bilder, in denen unterschiedliche Röntgenabsorption die Gewebe nicht selbst, sondern ihre unterschiedlichen Durchblutungseigenschaften darstellt. So kann die Differentierung von Tumorgewebe gegenüber umgebendem Hirnödem erfolgen, obwohl die Gewebe bezüglich Röntgenabsorption nahezu isodent erscheinen. Die Möglichkeit, zu bestimmten Zeitpunkten Aussagen über die Durchblutungsdynamik interessierender Strukturen zu erhalten, gibt bei Hirntumoren Hilfestellung bei der Bestimmung des Malignitätsgrades.

Die Eigenschaften der verbesserten Abgrenzbarkeit gegenüber Hirnödem und der Aussagehilfen über Art und Malignitätsgrad von Tumoren bei vergleichsweise geringer Patientendosis empfehlen die Methode aber auch für einen Einsatz in der Diagnostik. Beispielsweise dürften damit Verlaufskontrollen von niedrigmalignen, inoperablen und nicht strahlentherapeutisch behandelbaren Tumoren dosissparender und aussagekräftiger als mit der Computertomographie möglich sein.

Nach einem Überblick über den Stand der Technik in Kapitel 2 wird in Kapitel 3 die Darstellung von Hirntumoren durch Bildsubtraktion nach Kontrastmittelinfusion hergeleitet. Es werden zunächst anhand eines Modells die auftretenden Bildkontraste verschiedener Tumore nach Kontrastmittelgabe und die Anforderung an das bildgebende System abgeschätzt. Danach sind Untersuchungen über das Rauschverhalten der Röntgenbildverstärkerkette bei Langzeitbildaddition angegeben. Es wird eine Optimierung der Kette zur Darstellung von geringen Jodkontrasten angestrebt bezüglich der folgenden Parameter: Röntgeneinstellwerte, Aufnahmegeometrie, Bildverstärker- und Kameraeigenschaften. Ebenso ist die Methodik

der Rauschunterdrückung, Graubereichswerweiterung und einer bedingt bewegungstoleranten Bildsubtraktion Inhalt dieses Kapitels.

In Kapitel 4 wird eine Filtermethode beschrieben, mit der es möglich ist, Objekte aus einem stark überlagerten Bildsignal hervorzuheben, wenn approximatives Vorwissen über ihre Form vorhanden ist. Dies ist bei Hirntumoren sicher nie der Fall, kann aber zum Beispiel für den bei gezielten Hirnoperationen wichtigen dritten Hirnventrikel, außer in stark pathologischen Fällen, angenommen werden. Das Verfahren gliedert sich in zwei Schritte. Als erstes werden die Lage, Rotation, Größe und Helligkeit des Objektes im Frequenzbereich des Bildes ermittelt und danach im zweiten Schritt eine Bildfilterung mit Hilfe dieser Parameter vorgenommen. Es sind das Konvergenzverhalten und die Ergebnisse verschiedener Phantomversuche geschildert.

In Kapitel 5 sind einige klinische Ergebnisse von Untersuchungen an Patienten der Strahlentherapeutischen Klinik Erlangen gezeigt. Untersuchungsziel war die Darstellung von Hirntumoren und der Vergleich mit der entsprechenden CT-Serie. Mit einer Ausnahme* gelang in allen Fällen eine Darstellung des Tumors. In zwei Fällen gelang eine bessere Abgrenzung als in der entsprechenden CT-Aufnahme. Die Auswertungsergebnisse der dynamischen Studien stehen in Übereinstimmung mit den Befunden aus Probebiopsien. In dem letzten Fall ist ein erstes Ergebnis der Filterung nach Kapitel 4 demonstriert, in dem der dritte Hirnventrikel nach Vorgabe eines operativ mit Kontrastmittel gefüllten Bildes eines typischen Objektes bis zur Wahrnehmbarkeit angehoben ist.

Ziel künftiger Arbeiten ist die weitere Eingrenzung von allgemeinen Bewegungsartefakten durch Kombination von Erkenntnissen der Eigenschaften von Fouriertransformierten aus Kapitel 4, angewandt auf die Subtraktionsmethodik in Kapitel 3.

*starke Bewegungen eines nicht kooperationsfähigen Patienten.

Mein Dank geht an

Herrn Professor Seitzer für die Initiative zu dieser aussergewöhnlichen Aufgabenstellung und die Verwirklichung nahezu idealer Arbeitsbedingungen für die Lösung interdisziplinärer Probleme dieser Art;

Herrn Professor Pauly vom Institut für Radiologie für die Übernahme der Mitberichterstattung;

Herrn Professor Diekmann für die vielfältigen klinischen Erfahrungen während meiner Mitarbeit im Operationsteam an der Universität des Saarlandes und der Universität Göttingen;

Herrn Professor Herbst, Herrn Professor Huk und Herrn Professor Sauer vom Klinikum der Universität Erlangen-Nürnberg, deren Einsatz und Mitarbeit die klinischen Untersuchungen ermöglicht haben;

die Mitarbeiter des Lehrstuhls für Technische Elektronik für anregende Diskussionen, insbesondere Herrn Dipl.-Inf. G. Büren und Herrn Dipl.-Ing. H. Wagner für die Mithilfe bei der Systemrealisierung;

Frau Hanisch, unsere Sekretärin, für die Überwindung der Tücken moderner Textverarbeitung durch manuelle Maschinenschrift der Arbeit.

LITERATUR

2.1 Möglichkeiten der Computertomographie (Schwerpunkt Neurochirurgie)

/ 1/ Hassler R., Riechert, T.:
Indikationen und Lokalisationsmethoden der gezielten Hirnoperation.
Nervenarzt 25, S. 441-447, 1954.

/ 2/ Hounsfield, G., Ambros, J., Perry J., Bridges C.:
Computerized transverse axial scanning.
British Journal of Radiology, 46, 1016, 1973.

/ 3/ Ambros J.:
Computerized transverse axial tomography.
British Journal of Radiology, 46, 401, 1973.

/ 4/ Bergström M., Greitz T.:
Stereotaxic computed Tomography.
Am. J. Roentgenol, 127, 167-170, 1976.

/ 5/ Brooks R. A., Di Chiro G.:
Statistical limitations in x-ray reconstructive tomography.
Med. Phys., 3, 237, 1976.

/ 6/ Petersilika E., Pfeiler M.:
Zur Technik der Computertomographie.
Röntgen-Berichte, Band 6, Heft 3, 233-268, 1977.

/ 7/ Krumme H. J.:
Ein neues Schädel-Computertomographiegerät: Siretom 2000.
Electromedica 3-4, 123-128, 1977.

/ 8/ Penn, R.D., Whisler, W.W., Smith, C.A., Yasnoff, W.A.:
Stereotactic surgery with image processing of computerized tomographic scans.
Neurosurgery 3, 157-163, 1978.

/ 9/ Russell, A., Brown, M.D.:
A computerized tomography-computer graphics approach to stereotaxic localization.
J. Neurosurg 50, 715-720, 1979.

/10/ Huk, W., Baer, U.:
A new targeting device for stereotaxic procedures with the CT scanner.
Neuroradiol. 19, 13-17, 1980.

/11/ Seitzer, D., Fröder, M., Schäfer, H., Dieckmann, G.:
Ein kompaktes Tischrechnersystem zur Zielpunktsberechnung in der stereotaktischen Neurochirurgie.
Neurochirurgia Vol. 23, 62-66, 1980.

/12/ Sturm, V., Scheer, K.E., Schlegel, W., Strauss, L., Penzholz, H., Georgi, P.:
Intrakavitäre Kontaktbestrahlung von zystischen Kraniopharyngeomen durch stereotaktisch appliziertes Y-90.
Kombinierte chirurgische und radiologische Therapie maligner Tumoren, Urban und Schwarzenbeck, 1981.

/13/ Lund, E., Halaburt, H.:
Irradiation dose to the lens of the eye during CT of the head.
Neuroradiology 22, 181-184, 1982.

/14/ Shape, T.B., Morgan, T.J., Showalter, M.S., et al.:
Radiation dosimetry survey of computed tomography systems from ten manufactures.
British Journal of Radiology 55, 60-69, 1982.

/15/ Birg, W., Mundinger, F.:
Direct target point determination for stereotactic brain operations from CT data and the calculation of setting parameters for polar-coordinate stereotactic devices.
Appl. Neurophysiol 45, 387-395, 1982.

/16/ Kaufmann, L., Crooks, L.E.:
Realistic expectations for the near term development of clinical NMR imaging.
IEEE Trans. on med. imaging. Vol. MI-2, 2, 57, 1983.

/17/ Patil, A.A.:
Computer tomography orientated rotary stereotactic system.
Acta Neurochirurgica 68, 19-25, 1983.

/18/ Thiel, H.-J., Huk, W., Müller, R., Sauer, R.:
Die computertomographisch geleitete stereotaktische interstitielle Therapie von Hirntumoren mittels temporärer oder permanenter Implantation von Jod 125 seeds.
Fortschr. Röntgenstr. 138, 3, 348-355, 1983.

/19/ Gildenberg, P.L.:
Stereotactic neurosurgery and computerized tomographic scanning.
Appl. Neurophysiology 46/1-4, 170, 1984.

/20/ Fröder, M., Seitzer, D., Büren, G., Dieckmann, G.:
Digital radiography for target point evaluation in stereotactic neurosurgery.
Appl. Neurosurgery 46/1-4, 206, 1984.

/21/ Fröder, M., Seitzer, D., Büren, G., Dieckmann, G.:
Digitale Röntgenvideobildverarbeitung für die Zielpunktberechnung in der stereotaktischen Neurochirurgie.
Fortschr. Röntgenstr. 140, 84-86, 1984.

/22/ Fröder, M.:
Computerunterstützung in der stereotaktischen Neurochirurgie.
Tagungsband Symposium "Mikroelektronik für den Menschen", 1065-1070, Johannes Kepler-Universität Linz, Sept. 1984.

/ 1/ Mistretta, C.A., Ort, M.G., Kelcz, F., Cameron, J.R., Siedbrand, M.P., Crummy, A.B.:
Absorption edge fluoroscopy using quasi-monenergetic x-ray beams.
Invest. Radiology 8, 402, 1973.

/ 2/ Brenneke, R., Brown, T.K., Bürsch, J., Heintzen, D.H.:
Computerized video image processing with application to cardioangiographic roentgen image series.
Digital Image Processing, 244, Springer New York, 1977.

/ 3/ Kruger, R.A., Mistretta, C.A., Crummy, A.B., Sacket, J.F., Riederer, S.J., Houk, T.L., Goodsitt, M.M., Shaw, C.G., Flemming, D.:
Digital k-edge subtraction radiography.
Radiology 125, 243, 1977.

/ 4/ Kruger, R.A., Mistretta, C.A., Lancaster, J., Houk, T.L., Goodsitt, M., Shaw, C.G., Riederer, S.J.:
A digital video image processor for real-time x-ray subtraction imaging.
Optical Engineering Vol. 17, No.6, 652, 1978.

/ 5/ Ergun, M.S., Mistretta, C.A., Kruger, R.A., Riederer, S.J., Shaw, C.G., Carbone, D.C.:
Hybrid computerized fluoroscopy technique for noninvasive cardiovascular imaging.
Radiology 132, 739, 1979.

/ 6/ Houk, T.E., Kruger, R.A., Mistretta, C.A., Riederer, S.J., Shaw, C.G., Lancaster, J.C., Flemming, C.C.:
Real-time digital k-edge subtraction fluoroscopy.
Invest. Radiol. 14, 270, 1979.

/ 7/ Brody, W.R., Macovsci, A., Lehmann, L., Di Bianca, F.A., Volz, D., Edelheit, L.S.:
Intravenous angiography using scanned projection radiography.
Invest. Radiology, 220, May 1980.

/ 8/ Christenson, P.C., Ovitt, T.W., Fisher, H.D., Nudelman, S., Roehrig, H.:
Intravenous angiography using digital video subtraction.
AJR 135, 1145, 1980.

/ 9/ Crummy, A.B., Strother, C.M., Sackett, J.F., Ergun, D.L., Shaw, C.G., Kruger, R.A., Mistretta, C.A., Turnipseed, W.D., Lieberman, R.P., Mycrowitz, P.D., Ruzicka, F.F.:
Computerized fluoroscopy: Digital subtraction for intravenous angiocardiography and arteriography.
AJR 135, 1131, 1980.

/10/ Ovitt, T.W., Christenson, P.C., Fisher, H.D., Frost, M.M., Nudelman, S., Roehrig, H., Seeley, G.:
Intravenous angiography using digital video subtraction: X-ray imaging system.
AJR 135, 1141, 1980.

/11/ Meaney, T.F., Weinstein, M.A., Buonocare, E., Pavlicek, W., Borkowski, G.P., Gallagher, J.H., Sutka, B., MacIntyre, W.J.:
Digital subtraction angiographie of the human cardiovascular system.
AJR 135, 1153, 1980.

/12/ Strother, C.M., Sackett, J.F., Crummy, A.B., Lilleas, F.G., Zwiebel, W.J., Turnipseed, W.D., Javid, M., Mistretta, C.M., Kruger, R.A., Ergun, D.L., Shaw, C.G.:
Clinical applications of computerized fluoroscopy.
Radiology 136, 781, 1980.

/13/ Kruger, R.A., Lin, P., Bateman, W., Nelson, J.:
Time domain filtering using computerized fluoroscopy - intravenous angiography applications.
SPIE Vol. 314, 319, 1981.

/14/ Kruger, R.A.:
A method for time domain filtering using computerized fluoroscopy.
Med. Phys. 8 /4/, 466, 1981.

/15/ Brody, W.R., Enzmann, D.R., Deutsch, L.S., Hall, A., Perc, N.:
Intravenous carotid arteriography using line-scanned digital radiography.
Radiology 139, 297, 1981.

/16/ Turnipseed, W.D., Sackett, J.F., Strother, C.M., Crummy, A.B., Mistretta, C.A., Kruger, R.A.:
Computerized arteriography of the cerebrovascular system.
Arch. Surg. 116, 470, 1981.

/17/ Mistretta, C.A.:
Digital videography.
Diagnostic Imaging, 14, Jan. 1981.

/18/ Mistretta, C.A., Crummy, A.B., Strother, C.M.:
Digital angiography: A perspective.
Radiology 139, 273, 1981.

/20/ Chilcote, W.A., Modic, M.T., Pavlicek, W.A., Little, J.R., Furlan, A.J., Duchesneau, P.M., Weinstein, M.A.:
Digital subtraction angiography of the carotid arteries.
Radiology 139, 287, 1981.

/21/ Modic, M.T., Weinstein, M.A., Chilcote, W.A., Pavlicek, W., Duchesneau, P.M., Furlan, A.J., Little, J.R.:
Digital subtraction angiographic of the intracranial vascular system.
AJR 138, 299, 1982.

/22/ Riederer, S.J.:
Performance of x-ray imaging systems applied to intravenous angiography.
IEEE Trans. on med. Imaging, Vol. MI-1, 1, 48, 1982.

/23/ Kruger, R.A., Liu, P.Y.:
Digital angiography using a matched-filter.
IEEE Trans. on med. Imag. Vol. MI-1, No.1, 16, 1982.

/24/ Kruger, R.A., Miller, F.J., Nelson, J.A., Liu, P.Y., Bateman, W.:
Digital subtraction angiography using a temporal band-pass filter: Associated patient motion properties.
Radiology 145, 315, 1982.

/25/ Carmody, R.F., Smith, J.R.L., Seeger, J.F., Ovitt, T.W., Capp, M.P.:
Intracranial applications of digital intravenous subtraction angiography.
Radiology 144, 529, 1982.

/26/ Enzmann, D.R., Brody, W.R., Riederer, S., Keyes, G., Pelc, N.:
Intracranial intravenous digital subtraction angiography.
Neuroradiology 32, 241, 1982.

/27/ Franken, Th., Thurn, P., Harder, Th., Lackner, K., Simon, H., Fricke, G.:
Die digitale Subtraktionsangiokardiographie.
RöFo 138, 6, 1983.

/28/ Riederer, S.J., Enzmann, D.R., Brody, W.R., Hall, A.L.:
The application of matched filtering to contrast material dose reduction in digital subtraction angiography.
Radiology 147, 853, 1983.

/29/ Riederer, S.J., Brody, W.R., Enzmann, D.R., Hall, A.L., Maier, J.K.:
The application of temporal filtering techniques to hybrid subtraction in digital subtraction angiography.
Radiology 147, 859, 1983.

/30/ Kruger, R.A., Nelson, J.A., Ray, D.G., Miller, F.J., Anderson, R.E., Liu, P.Y.:
Dynamic tomographic digital subtraction angiography using temporal filtration.
Radiology 147, 863, 1983.

/31/ Riederer, S.J., Kruger, R.A.:
Intravenous digital subtraction. A summary of recent developments.
Radiology 147, 633, 1983.

/32/ Takahashi, M., Hirota, Y., Bussaka, H. et al:
Evaluation of prototype equipment for digital subtraction angiography in diagnosing intracranial lesions.
AJNR 4, 259, 1983.

/33/ Seeger, J.F., Carmody, R.F., Smith, J.R., Ovitt, T.W., McNeill, K.:
Evaluation of cerebral hemispheric contrast transit with intravenous digital subtraction angiography.
AJNR 4, 333, 1983.

/34/ Fischer, P., Schulz, E.:
Zum Auflösungsvermögen der digitalen Videosubtraktionsangiographie.
RöFo 138, 1, 45-49, 1983.

/35/ Sherry, R.G., Anderson, R.A., Kruger, R.A., Nelson, J.A.:
Real-time digital subtraction angiography for therapeutic neuroradiologic procedures.
AJNR 4, 1171, 1983.

/36/ De Filipp, G.J., Pinto, R.S., Lin, J.P., Kricheff, I.I.:
Intravenous digital subtraction angiography in the investigation of intracranial disease.
Radiology 148, 129, 1983.

/37/ Kalender, W.A., Hübner, K.-H.:
Digitale Radiographie eines Computertomographen im Vergleich zur konventionellen Film-Folien-Aufnahme.
Fortschr. Röntgenstr. 140, 1, 87, 1984.

/38/ Höhne, K.H., Obermöller, U., Riemer, M., Witte, G.:
Fourier domain techniques for digital angiography of the heart.
IEEE Trans. on med. Imaging. Vol. MI-3, No.2, 62, 1984.

/39/ Herbst, M., Fröder, M., Düring, A.:
Tumorfluoroscopy zur Diagnostik und Therapieplanung von Hirntumoren.
Zentralblatt Radiologie 129, 988, 1985.

/40/ Fröder, M.:
Darstellung von Hirntumoren mittels digitaler Röntgenvideotechnik.
Proceedings CAR 85, Springer Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo, 174-183, Berlin 1985.

/41/ Düring, A., Fröder, M., Herbst, M.:
Die Tumorfluoroscopie - ein neues bildgebendes Verfahren in der Bestrahlungsplanung von Hirntumoren.
Proceedings CAR 85, Springer Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo, 184-195, Berlin 1985.

/42/ Düring, A., Fröder, M., Herbst, M.:
Tumorfluoroscopie bei Diagnostik und Therapieplanung von Hirntumoren.
Proceedings, 4. Radiological Symposium, Graz 1985.

/43/ Fröder, M., Herbst, M.:
Dynamik Studies of Brain Tumors by the use of Digital Fluoroscopy.
IEEE Trans. on med. Imaging, Vol. Mi-4, No.2, 104-113, June 85.

/44/ Huber, G., Piepgras, U.:
Derzeitiger Stand und Entwicklungstendenzen der venösen und arteriellen digitalen Subtraktionsangiographie.
Radiologe Nr. 24, 155-163, 1984.

LITERATUR

3.1 Röntgenvideobildverarbeitung

/ 1/ Reiß, K.H.:
Scattered radiation and characteristic film curve.
Radiology 80, 663, 1963.

/ 2/ Hall, E., Kruger, R., Dwyer, S., Hall, D., McLaren, R., Lodwick, G.:
A survey of preprocessing and feature extraction techniques for radiographic images.
IEEE Trans. on Computers, Vol. C-20, No.9, 1971.

/ 3/ Metz, C.E., Goodenough, D.J., Rossmann, K.:
Evaluation of receiver operating characteristic curve data in terms of information theory, with applications in radiography.
Radiology 109, 297-303, 1973.

/ 4/ Motz, J.W., Danos, M.:
Image content and patient exposure.
Med. Phys. 5 (1), 8-22, 1978.

/ 5/ Wagner, R.F.:
Some perspectives on the decision theoretic approach to medical images.
Seminars in Nuclear Medicine, Vol. VIII, No.4, 307-314, Oct. 1978.

/ 6/ Wagner, R.F.:
Decision theory and the detail signal-to-noise ratio of Otto Schade.
Photog. Sci. Engr. 22, 41-46, 1978.

/ 7/ Cederlund, J., Hemmingsson, A., Jung, B., Lundquist, H., Moberg, H.-O.:
Image enhencement by digital-analog filtration I.
Acta Radiologica Diagn. 20, 154-160, 1979.

/ 8/ Hemmingsson, A., Jung, B., Lundquist, H., Strömlid, A.:
Image enhencement by digital-analog filtration II.
Acta Radiologica Diagn. 20, 665-672, 1979.

/ 9/ Hemmingsson, A., Jung, B., Lundquist, H., Strömlid, A.:
Image enhencement by digital-analog filtration III.
Acta Radiol. Diagn. 20, 841-846, 1979.

/10/ Krestel:
Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik.
Verlag Simens AG, 1980.

/11/ McIntyre, W.J., Pavlicek, W., Gallagher, J.H., Meaney, T.F., Buonocare, E., Weinstein, M.A.:
Imaging capability of an experimental subtraction angiography.
Unit. Radiology 139, 307-313, 1981.

/12/ Riederer, S.J., Belanger, B.F., Keyes, G.S., Pelc, N.J.:
Iodine sensitivity of digital imaging systems.
SPIE Vol. 314, Digital Radiography, 132, 1981.

/13/ Maron, P.R.:
A physical statistics theory for detectability of target signals in noisy images.
Med. Phys. 9 (3), 401, 1982.

/14/ Van Lysel, M.S., Dobbins, J.T. et al:
Hybrid temporal-energy subtraction in digital fluoroscopy.
Radiology 147, 869, 1983.

/15/ Enzmann, D.R., Djang, W.T., Riederer, S.J. et al:
Low dose, high-frame-rate versus regular-dose, low-frame-rate.
Radiology 146, 663, 1983.

3.2 Kontrastanhebung durch jodhaltige Kontrastmittel

/ 1/ Schoknecht, G.:
Strahlenabsorption durch Kontrastmittellösungen.
Röntgenpraxis, Jahrg. XIX, Heft 5, 123-130.

/ 2/ Phelps, M.E., Hoffmann, E.J., Ter-Pagossion, M.M.:
Attenuation coefficients of various body tissues, fluids, and lesions at photon energies of 18 to 136 keV
Radiology 117, 573, 1975.

/ 3/ Gado, M.H., Phelps, M.E., Coleman, R.E.:
An extravascular component of contrast enhencement in cranial computed tomography.
Radiology 117, 589-593, 1975.

/ 4/ Phelps, M.E., Kuhl, D.E.:
Pitfalls in the measurement of cerebral blood volume with computed tomography.
Radiology 121, 375-377, 1976.

/ 5/ Hacker, H., Becker, H.:
Time controlled computed tomographic angiography.
Journ. of Comp. Ass. Tomography 1 (4), 405-409, 1977.

/ 6/ Naidich, T.R., Pudlowski, R.M., Leeds, N.E., Naidich, J.B., Chisholm, A.J., Rifkin, M.D.:
The normal contrast-enhenced computed axial tomogram of the brain.
Journ. of comp. ass. Tomography 1 (1), 16- , 1977.

/ 7/ Arimitsu, T., Di Chiro, G., Brooks, R.A., Smith, P.B.:
White-gray matter differentiation in computed tomography.
Journ. of comp. ass. Tomography 1 (4), 437-442, 1977.

/ 8/ Norman, D., Enzmann, D.R., Newton, T.H.:
Comparative efficacy of contrast agents in computed tomography scanning of the brain.
Journ. of comp. ass. Tomography 2, 319-321, 1978.

/ 9/ Norman, D., Stevens, E.A., Wing, S.D., Lewin, V., Newton, T.H.:
Quantitative aspects of contrast enhencement in cranial computed tomography.
Radiology 129, 683-688, Dec. 1978.

/10/ Kazner, E. eds.:
ComputertomographieintracraniellerTumoreaus klinischer Sicht.
Springer Berlin, Heidelberg, New York, 1981.

/11/ Leander, R.:
Contrast enhencement with time in gliomas.
Acta Radiologica Diagnoses 20, Fase 5, 689-702, 1979.

/12/ Heinz, E.R., Dubois, P., Osborne, D., Drayer, B., Barrett, W.:
Dynamic computed tomography study of the brain.
Journ. of como- ass. Tomography 3 (5), 641-649, 1979.

/13/ Takeda, N., Tonaka, R., Nakai, O., Ueki, K.:
Dynamics of contrast enhencement in delayed computed tomography of brain tumors: tissue-blood ratio and differential diagnoses.
Radiology 142, 663, 1982.

/14/ Nokstad, P., Sortland, D., Aaserud, O.:
Iohexol compared to meglumine metrizoate in common carotid angiography.
Neuroradiology 25, 33-36, 1983.

/15/ Skalpe, I.O., Anke, I.M.:
Complications in cerebral angiography.
Neuroradiology 15, 157-160, 1983.

/16/ Holtas, S., Cronquist, S., Renoa, T.:
Contrast enhenced brain CT/comparison between iohexol and metrizoate.
Neuroradiology 24, 213-215, 1983.

/17/ Kalvach, P., Jirout, J.:
CT response of brain parenchyma to intravenous contrast injections.
Neuroradiology 25, 29-32, 1983.

4. Möglichkeiten der Bildverarbeitung zur Extraktion überdeckter Objekte.

/ 1/ Niemann, H.:
Methoden der Mustererkennung.
Akademische Verlagsgesellschaft Frankfurt, 1974.

/ 2/ Grüsser, O.J., Grüsser-Cornels, U.:
Physiologie des Sehens in "Grundriß der Sinnesphysiologie".
Springer Berlin, Heidelberg, New York, 1976.
(Herausg. Schmidt, R.F.)

/ 3/ Labeyne, A.:
Attainment of diffraction - limited resolution in large telescopes by Fourier analysing speckle patterns in star images.
Astron Astrophys. 6, 85, 1970.

/ 4/ Weigelt, G.P.:
Large field speckle interferometry.
Optik 43, 111, 1975.

/ 5/ Jahresbericht 1983
des Physikalischen Instituts für Angewandte Optik der Universität Erlangen-Nürnberg.

/ 6/ Schmalfuß, H.:
Real time seeing through moving fog.
Optics Comm. 17, 45, 1976.

Die Fouriertransformierte von Bildern mit besonderer Berücksichtigung der Phase:

/ 7/ Huang, Th.:
The importance of phase in image processing filters.
IEEE Trans. on ASSP-23, No.6, 529, 1975.

/ 8/ Manry, M.T.:
The measurement of phase distortion due to filtering in digital pictures.
IEEE Trans on ASSP-25, No.6, 534, 1977.

/ 9/ Oppenheim, A., Lim, J.S., Kopec, G., Pohlig, S.C.:
Phase in speech and pictures.
Proc. IEEE Int. Conf. Acoust., Speech, Signalprocessing, Washington DC, 632, 1979.

/10/ Fienup, J.R.:
Reconstruction of an image from the modulus of its Fourier transform.
Opt. lett. vol. 3, pp. 27-29, 1978.

/11/ Hayes, M., Lim, J.S., Oppenheim, A.V.:
Signal reconstruction from phase or magnitude.
IEEE Trans. on ASSP-28, No.6, 672, 1980.

/12/ Lim, J.S.:
Image restauration by short space spectral subtraction.
IEEE Trans. on ASSP-28, No.2, 191, 1980.

/13/ Oppenheim, A.V., Lim, J.S.:
The importance of phase in signals.
Proc. of the IEEE, Vol. 69, No.6, 529, 1981.

/14/ Hayes, M.:
The reconstruction of a multidimensional sequence from the phase or magnitude of its Fourier transform.
IEEE Trans. on ASSP, No.2, 140, 1982.

/15/ Fienup, J.R.:
Phase retrival algorithmes: a comparison.
Appl. Optics, Vol. 21, No.15, 2758, 1982.

/16/ Woods, J.W., Lee, J.H., Paul, I.:
Two dimensional IIR filter design with magnitude and phase error criterial.
IEEE Trans. on ASSP, No. 4, 386, 1983.

/17/ Espy, C., Lim, J.S.:
Effects of additive noise on signal reconstruction from Fourier transform phase.
IEEE Trans. on ASSP, No. 4, 894, 1983.

Objektbeschreibung und -erkennung durch Fourierdeskriptoren

/18/ Casasent, D., Psaltis, D.:
Scale invariant optical correlation using Mellin transforms.
Optics Commun., Vol. 17, 59, 1976.

/19/ Casasent, D., Psaltis, D.:
Position, rotation, and scale invariant optical correlation.
Appl. Optics Vol. 15, No. 7, 1795, 1976.

/20/ West, G., Reitböck, H.J.:
Zur ähnlichkeitsinvarianten Mustererkennung mittels der Fourier-Mellin-Transformation.
Elektronische Informationsverarbeitung und Kybernetik 15, 10, 567, 1979.

/21/ Burkhardt, H.:
Transformationen zur lageinvarianten Merkmalgewinnung.
Habilitationsschrift, ersch. in Fortschrittberichte der VDI-Zeitschriften, Reihe 10, Nr. 7, Okt. 1979.

/22/ Hauck, R.:
Zeichenerkennung mit nichtredundanten Korrelationsmessungen.
Dissertation, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen, 1980.

/23/ Canterakis, N.:
Ermittelung von vollständigen, lageinvarianten Merkmalen von zweidimensionalen Grautonmustern mittels Fourierdeskriptoren.
Kolloquium des DFG-Schwerpunktprogrammes "Digitale Signalverarbeitung", Göttingen, 4. und 5.3.1981.

/24/ Braccini, C., Gambardella, G., Grattarola, A.:
Shift invariant image processing for scale invariant recognition.
EUSIPCO Erlangen, 1983.

/25/ Altmann, J., Reitböck, H.:
Größen-, Rotations- und Translationsinvariante Mustererkennung durch eine schnelle Korrelationsmethode.
Jahrestagung der DAGM in Karlsruhe, 1983.

/26/ Altmann, J., Reitböck, H.:
A fast correlation method for scale- and translationinvariant pattern recognition.
IEEE Trans. on pattern analysis and machine intelligence, Vol. PAMI-6, No. 1, 46, 1984.

/27/ Steffen, P.:
Zweidimensionale digitale Signalverarbeitung.
Vorlesung WS 83/84, Universität Erlangen, Lehrstuhl für Nachrichtentechnik.

/28/ Rosenfeld, A., Kak, A.C.:
Digital picture processing.
Academic Press New York, San Francisco, London, 1976.

/29/ Oppenheim, A., Schafer, R.:
Digital Signal Processing.
Prentice Hall, 1975.

/30/ Huang, Th.:
Picture Processing and digital filtering.
Hrsg. Huang, 1975.

/31/ Schramm, U.:
Erkennung von überdeckten Objekten mit variabler Größe und Drehrichtung in Röntgenbildern durch nichtlineare Optimierung im Frequenzbereich.
Diplomarbeit am Lehrstuhl für Technische Elektronik, Universität Erlangen, 1985.

/32/ Gonzales, R.C., Wintz, P.:
Digital Image Processing.
Addison-Wesley, 1977.

LEBENSLAUF

19.12.47	Geboren in Saarbrücken-Brebach
	Eltern: Karl und Hilde Fröder, geb. Hippchen
1954 - 1962	Besuch der Volksschule Saarbrücken-Brebach
1962 - 1965	Lehre als Elektroinstallateur
1965 - 1968	Berufsaufbauschule Saarbrücken
	Berufstätigkeit: Schaltanlagenbau und medizinische Technik Siemens Saarbrücken und Algerien
1968 - 1971	Studium der Elektrotechnik Ingenieurschule Saarbrücken
1972 - 1977	Studium der Informatik Universität des Saarlandes
1977 - 1980	Wissenschaftl. Mitarbeiter am Lehrstuhl für Technische Elektronik Universität Erlangen-Nürnberg
1980 - 1983	Wissenschaftl. Angestellter Abteilg. für Funktionelle Neurochirurgie Universität Göttingen
1983 - 1986	Wissenschaftl. Angestellter am Lehrstuhl für Technische Elektronik Universität Erlangen-Nürnberg
seit 01.04.1986	Wissenschaftl. Angestellter Fraunhofer-Gesellschaft, Arbeitsgruppe für Integrierte Schaltungen Erlangen

Erlangen, im Juni 1986 M. Fröder

COPY PRINT
Klaus Feller
Marquardsenstr. 21
8520 Erlangen
Tel.: 0 91 31 / 24 220